

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2002年10月17日 (17.10.2002)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 02/080828 A1

(51) 国際特許分類:

A61F 9/00

(72) 発明者; および

(21) 国際出願番号:

PCT/JP02/03027

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 八木 透
(YAGI,Toru) [JP/JP]; 〒461-0001 愛知県名古屋市東区
泉二丁目15-4 Aichi (JP).

(22) 国際出願日: 2002年3月27日 (27.03.2002)

(74) 代理人: 富澤 孝, 外 (TOMIZAWA,Takashi et al.); 〒
460-0003 愛知県名古屋市中区錦二丁目2番2号名
古屋センタービル別館2階 Aichi (JP).

(25) 国際出願の言語:

日本語

(81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB,
BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU,
ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS,
LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO,
NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL,
TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA,
ZW.

(26) 国際公開の言語:

日本語

(30) 優先権データ:

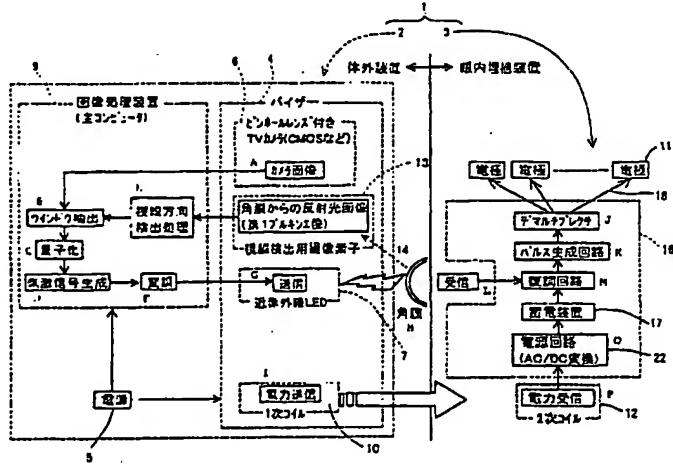
特願2001-101484 2001年3月30日 (30.03.2001) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会
社ニデック (NIDEK CO., LTD.) [JP/JP]; 〒443-0035 愛
知県蒲郡市栄町7番9号 Aichi (JP).

[統葉有]

(54) Title: ARTIFICIAL EYE SYSTEM

(54) 発明の名称: 人工眼システム



1...OUT-BODY APPARATUS
2...IN-EYE ENHANCED APPARATUS
3...IMAGE PROCESSING APPARATUS (MAIN COMPUTER)
4...VISION
5...CAMERA IMAGE
6...WINDOW EXTRACTION
7...QUANTIZATION
8...STIMULUS SIGNAL GENERATION
9...GAZE DIRECTION DETECTION
10...MODULATION
11...POWER SOURCE
12...IMAGE REFLECTED FROM CORNEA (FIRST PURKINJE IMAGE)
13...PICKUP ELEMENT FOR GAZE DETECTION
14...SECONDARY COIL

9...TRANSMISSION
10...REAR INFRARED LED
11...CORNEA
12...POWER TRANSMISSION
13...PRIMARY COIL
14...ELECTRODE
15...DEMULTIPLEXER
16...PULSE GENERATION CIRCUIT
17...RECEPTION
18...DEMODULATION CIRCUIT
19...ACCUMULATOR
20...POWER SOURCE CIRCUIT (AC/DC CONVERSION)
21...POWER RECEPTION
22...SECONDARY COIL

circuit (16).

(57) Abstract: An artificial eye system which can be used comfortably in practice. The artificial eye system (1) includes an out-body apparatus (2) mounted outside a body of a user and an in-body apparatus (3) mounted in an eye of the user. The out-body apparatus (2) includes a visor (4) and a power source unit (5). The visor (4) includes a primary coil (10), an image receiving element (6) for receiving an image of the external world, a light emitting element (7) for transmitting an electric stimulus signal generated from the image signal from the image receiving element (6), and a viewpoint recognition unit (13). Moreover, the in-body apparatus (3) includes a secondary coil (12) electro-magnetically induced by the primary coil (10), a photo-detecting element (14) for receiving the electric stimulus signal from the light emitting element (7), a signal processing circuit (16) for processing the electric stimulus signal received by the photo-detecting element (14), and a plurality of electrodes (11) for transmitting to a retina the electric stimulus signal processed by the signal processing

[統葉有]

WO 02/080828 A1



(84) 指定国(広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

規則4.17に規定する申立て:

--- AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CI, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GI, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW, ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS,

MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG) の指定のための先の出願に基づく優先権を主張する出願人の資格に関する申立て(規則4.17(iii))

添付公開書類:
— 國際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTがゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約:

本発明の課題は、使用性が良好であり、実用化に耐え得る人工眼システムを供給することである。本発明において、人工眼システム1は、使用者の体外に装着される体外装置2と、使用者の眼内に装着される体内装置3と、から構成される。体外装置2には、バイザー4と電源装置5とが設けられており、バイザー4には、一次コイル10と外界の画像イメージを受ける受像素子6と受像素子6からの画像信号から生成された電気刺激用信号を送信するための発光素子7と視点認識装置13とが設けられている。また、体内装置3には、一次コイル10によって電磁誘導される二次コイル12と発光素子7からの電気刺激用信号を受信する受光素子14と受光素子14によって受信された電気刺激用信号を処理する信号処理回路16と信号処理回路16によって処理された電気刺激用信号を網膜Nに送信する複数の電極11とが設けられている。

明細書

人工眼システム

5 技術分野

本発明は、人工眼システムに関する。

背景技術

近年の医療技術の進歩にもかかわらず、失明に対しては有効な治療法はいま
10 まだ存在していない。失明は、単なる視覚機能の喪失に止まらず、患者の精神生活お
よび社会生活に対して重大な影響を及ぼす疾患である。このため、失明を治療する
ための技術が切実に求められている。

失明治療技術の一つとして、網膜あるいは視神経といった疾病部位の機能を人工
物で代替させる人工眼システムがある。一般に、人工眼システムは、体外の受像素
15 子と、体内に埋設された神経刺激用の電極と、を備えており、受像素子により撮影
された画像情報は、刺激用電極を経て脳へ伝達される。このため、少なくとも、画
像情報を伝達する画像情報伝達システムと、電極に電源を送電する電源供給システ
ムと、が必要となる。

ところが、人工眼システムの研究は始まったばかりであり、上記の両システムを
20 上手く組み合わせて使用者（失明患者）と共に移動可能なものは提供されていない
。

本発明は、上記した事情に鑑みてなされたものであり、使用性が良好であり、実
用化に耐えうる人工眼システムを提供することを技術課題とする。

25 発明の開示

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴
とする。

（1）受像素子が受けた外界の画像イメージである画像信号を刺激信号生成手

段によって変換し、電気刺激用信号として網膜に装着された電極から送信する人工眼システムにおいて、使用者の体外に装着される体外装置と、使用者の体内に装着される体内装置と、を備え、体外装置は、バイザーと、バイザーに電気を供給する電源装置と、を含み、バイザーは、一次コイルと、受像素子と、受像素子からの画像信号を画像用の信号として送信するための発光素子と、を含み、体内装置は、一次コイルによって電磁誘導される二次コイルと、発光素子からの画像用の信号を受信する受光素子と、受光素子によって受信された画像用の信号を処理する信号処理回路と、信号処理回路によって処理された電気刺激用信号を網膜に送信する複数の電極を備えた電極部と、を含むことを特徴とする。

10 「バイザー」とは、眼鏡のように顔面にかける物体のことであり、その形状は問わない。

「発光素子」とは、画像信号を送信するものであり、例えば赤外線、赤色、緑色、青色の発光ダイオードを用いることができる。このうち、赤外線発光ダイオード（例えば、800 nm～1000 nm）を用いた場合には、①人体に与える影響が15 より少なく、かつ透過性が高いので、信頼性がより高い人工眼システムを提供することができる、②電波法などの法規制の対象とならない範囲で十分実用できる、③基本的に光が通過する範囲のみで有効である、④発光素子および受光素子と低コストで製造でき、かつ小型化が可能である、等の長所がある。

「画像信号」とは、受像素子によって受像された画像イメージに関する信号を意味する。また、「電気刺激用信号」とは、電極から網膜に伝達される電気信号を意味する。画像信号は、刺激信号生成手段によって、電気刺激用信号に変換されることになるが、この刺激信号生成手段は、全体の回路構成によって、体外装置または体内装置のいずれにも設けることが可能である。このため、本明細書中において、「画像用の信号」とは、画像信号または電気刺激用信号のうちいずれか一方の信号25 のことを意味するものとする。

刺激信号生成手段とは、ハードウェア（例えば、半導体素子上に形成された専用回路）、またはソフトウェア（より正確には、コンピュータとソフトウェア）のいずれをも含む。但し、刺激信号生成手段においては、計算量が比較的大量となるこ

5 とから、電力消費が大きい。このため、刺激信号生成手段は、体外装置に設けることが好ましい。また、刺激信号生成手段をハードウェアとして体内装置側に設けた場合には、小型化することに困難が伴う。体内装置は、できるだけ小型化することが好ましいので、この点からも刺激信号生成手段は体外装置に設けることが好ましい。

「網膜」には、視細胞、網膜双極細胞、網膜神経節細胞などが含まれる。このうち、電気信号は、網膜双極細胞または網膜神経節細胞に与えることが好ましい。そのためには、電極は網膜上よりも、網膜内に装着されることが好ましい。

10 (1) の発明によれば、人工眼システムは使用者（失明患者）と共に移動できるため、使用性に優れたものとなる。また、画像信号は、光によって授受されるので、瞼を閉じると画像も消失する。このため、電磁誘導装置を用いて画像信号を授受する場合に比べると、自然な感覚で視覚を得ることができる。

15 (2) (1) の人工眼システムにおいて、二次コイルの外径は、約 5 mm～約 12 mmであることを特徴とする。

20 本明細書中において、体内装置の大きさを規定する「約 5 mm～約 12 mm」とは、水晶体袋および毛様体溝の平均的な大きさである約 7 mm 径と約 10 mm 径とから許容される大きさである。つまり、約 5 mm～約 8 mm の大きさの場合には、水晶体袋の内部に装着することが可能となる。また、約 8 mm～約 12 mm の大きさの場合には、毛様体溝に装着することが可能となる。

25 (2) の発明によれば、二次コイルを毛様態溝または水晶体袋内に装着することができる。このため、二次コイルを眼球の赤道面に配置した場合に比べると、一次コイルと二次コイルとがより近傍に配置されるのでコイル間の電磁誘導の効率が向上する。

(3) (1) の人工眼システムにおいて、信号処理回路は、電極と基板上に一体化して設けられ、二次コイルと受光素子との外径は、約 5 mm～約 12 mm であることを特徴とする。

二次コイルと受光素子とは、必ずしも一体化して形成する必要はない。しかしな

がら、両部材を一体化して構成することにより、取扱い性が良好となる。

(3) の発明によれば、信号処理回路および電極以外の構成、すなわち二次コイルと受光素子とは、毛様体溝または水晶体囊内に埋設することができる。このため、眼球内に設置する場合に比べると、埋め込み手術が容易となり、手術時に使用者

5 に与えるダメージも軽くて済む。

(4) (1) の人工眼システムにおいて、信号処理回路と二次コイルと受光素子との外径は、約 5 mm～約 12 mm であることを特徴とする。

信号処理回路と二次コイルと受光素子とは、必ずしも一体化させる必要はないが、一体化されることにより、取扱い性が良好となる。

10 (4) の発明によれば、電極以外の構成、すなわち信号処理回路と二次コイルと受光素子とは、毛様体溝または水晶体囊内に埋設することができる。このため、眼球内に設置する場合に比べると、埋め込み手術が容易となり、手術時に使用者に与えるダメージも軽くて済む。

(5) 受像素子が受けた外界の画像イメージである画像信号を刺激信号生成手段によって変換し、電気刺激用信号として網膜に装着された電極から送信する人工眼システムにおいて、使用者の体外に装着される体外装置と、使用者の体内に装着される体内装置と、を備え、体外装置は、バイザーと、バイザーに電気を供給する電源装置と、を含み、バイザーは、電力を送信する送電装置と、受像素子と、受像素子からの画像信号を画像用の信号として送信するための画像用信号送信装置と、を含み、体内装置は、送電装置から電力を受電する受電装置と、画像用信号送信装置からの画像用の信号を受信する画像用信号受信装置と、画像用信号受信装置によって受信された画像用の信号を処理する信号処理回路と、信号処理回路によって処理された電気刺激用信号を網膜に送信する複数の電極を備えた電極部と、電極および信号処理回路に対する電力供給用の蓄電素子と、を含むことを特徴とする。

25 「送電装置」と「受電装置」とは、体外装置側から体内装置側に電力を送受信する一対の装置のことを意味しており、例えば、電力ラインを直接に接続する有線方式（その場合には、体外装置と体内装置との電力ラインの途中に互いに結合可

能なコネクタ部分を設けておき、着脱可能に構成しておくと使用性が良好となる。) または、一次コイル（体外装置側）と二次コイル（体内装置側）とを設けて電磁誘導によって電力を送信する無線方式を含む。なお、有線方式または無線方式については、当業者が利用可能なその他の方式を応用できることは勿論である。

5 「画像用信号送信装置」および「画像用信号受信装置」とは、体外装置側から体内装置側に画像信号を送受信する一対の装置のことを意味しており、例えば、信号ラインを直接に接続する有線方式（その場合には、体外装置と体内装置との信号ラインの途中に互いに結合可能なコネクタ部分を設けておき、着脱可能に構成しておくと使用性が良好となる。）または、一次コイル（体外装置側）と二次コイル（体内装置側）とを設けて電磁誘導によって信号を送信する無線方式を含む。なお、有線方式については、信号ラインの種類は、電線・光ファイバーなどを含み、無線方式については、電磁誘導の他に、光信号の送受信方式などを含む。

10

「蓄電素子」とは、蓄電可能なものの総称であり、例えば電池（一次電池、二次電池を含む）またはコンデンサが含まれる。また、蓄電素子の重量は、約0.5g
15 ~2gであることが好ましい。

人工眼システムを装着している使用者が眼球を動かした場合には、二次コイルが傾くことがあるため、両コイル間の電磁誘導の効率が減少し、二次コイル側に誘導される誘導電力が減少することがある。（5）の発明によれば、そのような場合であっても、蓄電素子からの電力を使用できるので、安定した画像信号を網膜に送信
20 することが可能となる。

（6）受像素子が受けた外界の画像イメージである画像信号を刺激信号生成手段によって変換し、電気刺激用信号として網膜に装着された電極から送信する人工眼システムにおいて、使用者の体外に装着される体外装置と、使用者の体内に装着される体内装置と、を備え、体外装置は、バイザーと、バイザーに電気を供給する電源装置と、を含み、バイザーは、電力を送信する送電装置と、受像素子と、受像素子からの画像信号を画像用の信号として送信するための画像用信号送信装置と、眼球の視点を認識する視点認識装置と、を含み、体内装置は、送電装置から

電力を受電する受電装置と、画像用信号送信装置からの画像用の信号を受信する画像用信号受信装置と、画像用信号受信装置によって受信された画像用の信号を処理して網膜刺激用の電気刺激用信号とする信号処理回路と、信号処理回路によって処理された画像用の信号を網膜に送信する複数の電極を備えた電極部と、を含み、視点認識装置によって認識された視点方向の電気刺激用信号が電極から網膜に送信されることを特徴とする。

「視点認識装置」とは、使用者の眼球の視点を認識するものである。その具体的な装置としては、例えば角膜の曲率半径が眼球の他の部分の曲率半径よりも小さいこと（つまり、角膜部分が他の部分よりも突出していること）を利用して角膜へ照射した光の反射光の動きに基づいて視点認識を行う装置を使用することができる。その他に、例えば眼球運動によって黒目と白目との割り合いが変化することに基づいて、眼前に取り付けたバイザーの受光素子または摄像素子に対する反射光強度が変化することを利用して視点認識を行う装置を使用することができる。また、その他にも EOG (Electro Oculo Gram)、VOG (Video Oculo Gram) やサーチコイル等を用いて視点認識を行うこともできる。

また、「視点方向の電気刺激用信号が前記電極から網膜に送信される」とは、①受像素子が視点認識装置の認識方向に連動して駆動される場合を含むほか、②受像素子がカバーする視野（受像視野）を電極から網膜に送信する視野（送信視野）よりも大きく設定しておき、視点方向に合わせて受像視野の中から送信視野を適当に選択する構成をも含む。

(6) の発明によれば、使用者が視点を動かすとその視点方向の画像を感知できるので、より使用性の良好な人工眼システムを提供できる。

(7) (6) の人工眼システムにおいて、受像素子の画像信号がカバーする受像視野は、電極が網膜に送信する送信視野よりも大きく設定され、受像視野のうちから視点認識装置によって認識された視点方向の一部が送信視野として電極に送信されることを特徴とする。

受像視野から送信視野を取り出す回路としては、体外装置側または体内装置側のいずれに設けてもよい。

また、(7)の発明では、受像視野よりも小さい送信視野についての電気刺激用信号を電極から送信することになる。その方法としては、①受像信号の一部を送信視野として取り出し、その送信視野の受像信号を電気刺激用信号とする方法、または、②受像信号を全電気刺激用信号とした後に、その一部の送信視野に該当する部分を電気刺激用信号とする方法のいずれをも含むものとする。

(7)の発明によれば、視点の移動によって画像を変化させる構成は、ハードウェア構成ではなくて(例えば、受像素子を駆動する構成ではなくて)、ソフトウェアにより行われるので、全体の構成を簡易とすることができます。

(8) (1)～(7)の人工眼システムにおいて、電極部には、厚さ方向に貫通する複数の小孔が設けられていることを特徴とする。

「小孔」とは、電極部を通して栄養分の通過が可能である程度の大きさの孔を意味するものである。

(8)の発明によれば、電極部に複数の小孔が設けられているので、強膜側から網膜側の細胞に栄養分を供給することができるため、電極部を網膜下に埋設することができる。このため、網膜上に装着した電極に比べると、出力する信号の電力を小さくすることができる。このため、二次コイルが小さく、誘導起電力が小さい場合であっても、良好な画像信号を送信できやすい。

20

図面の簡単な説明

第1図は、本実施形態における人工眼システムの全体構成を示すシステム図である。

第2図は、人工眼システムの体外装置の概要を示す斜視図である。

25 第3図は、バイザーにおいて、第1図におけるA矢印方向から見た図である。

第4図は、視点認識装置の作用を示す図である。

第5図は、体内装置の全体を示す図であり、(A)は平面図、(B)は二次コイル

の一部を切り欠いた側面図である。

第6図は、体内装置を眼球内に埋め込むときの様子を示す図である。

第7図は、体内装置を眼球に埋め込んだときの側断面図である。

第8図は、受像視野と送信視野との関係を示す図であり、(A)は受像視野、(B)

5 (C)は送信視野、(C)は実際に電極に送信されるイメージを示す図である。

第9図は、体外装置における画像信号の処理工程を示す流れ図である。

第10図は、体内装置における画像用の信号の処理工程を示す流れ図である。

第11図は、その他の実施形態において、前部装置を毛様体溝に装着したときの側断面図である。

10 第12図は、その他の実施形態において、前部装置を毛様体溝に装着したときの側断面図である。

発明を実施するための最良の形態

次に、本発明の実施形態について説明するが、本発明の技術的範囲は、以下
15 の実施形態によって限定されるものではなく、発明の要旨を変更することなく、様々に応用して実施することができる。また、本発明の技術的範囲は、均等の範囲にまで及ぶものである。

次に第1図～第10図を参照しつつ、一実施形態について詳細に説明する。

第1図に示すように、本実施形態の人工眼システム1は、使用者の体外に装着される体外装置2と、使用者の体内（具体的には、眼球内）に装着される体内装置3と、に分割されている。

まず、人工眼システム1の作用概要を説明すると、次のようである。体外装置2のバイザー4には、TVカメラ6と視点認識装置13とが設けられており、TVカメラ6で受像された信号のうち視点認識装置13によって認識された方向の信号
25 が、コンピュータ9によって抽出処理されて、送信用の信号が作成される。その信号は、発光素子7を介して体内装置3に送信された後に、適当な処理が施され、網膜付近に埋め込まれた電極11に送られることで、残存している網膜双極細胞また

は網膜神経節細胞（以下、単に「網膜」と言う。）に電気信号が伝えられる。また、体外装置2には、コンピュータ9を駆動させる電源装置5が設けられている。体外装置2と体内装置3との間には、一次コイル10と二次コイル12とが設けられており、両コイル間10、12の電磁誘導によって、体内装置3に電力が送信され
5 る。

次に、各構成の詳細について説明する。第2図には、体外装置2の全体概要を示した。体外装置2は、使用者が眼前にかけるバイザー4と、このバイザー4に電気を供給する電源装置5を備えた処理装置8と、に大別されており、両部材4、8間には電気および信号の授受を行う電線Wによって接続されている。処理装置8の上部
10 には、電気供給処理、画像処理、および信号送信処理などを行うコンピュータ9が設けられており、そのコンピュータ9の下方に電源装置5（二次電池）が設けられている。

また、バイザー4には、外界の画像イメージを受像する受像素子としてのTVカメラ6と、このTVカメラ6からの画像信号を体内装置2に送信するための発光素子7と、が設けられている（第3図を合わせて参照）。なお、本実施形態では、発光素子7には、近赤外線発光ダイオードが使用されている。また、第3図に示すように、バイザー4の裏面側（使用者の眼前に対向する両側）には、一次コイル10と視点認識装置13とが設けられている。一次コイル10は、後述する体内装置3側の二次コイル12と電磁的に結合されている。
15

なお、本実施形態では、バイザー4にTVカメラ6を1個のみ設けているが、これに限るものではなく、左右眼用として2個設けてもよい。

また、視点認識装置13には、発光素子7から発せられた光が眼球によって反射された反射光を検出する受光素子が備えられている。第4図に示すように、発光素子7から発せられた入射光Cは、角膜表面D、角膜底面E、水晶体表面F、および
25 水晶体底面Gのそれぞれで反射される（第4図中、P1～P4は、それぞれD～Gで反射された反射光を示す。）。このうち、本実施形態では、角膜表面Dでの反射光（P1。第1プルキンエ像。）を受光素子で受光することにより、入射光Cと反射

光P 1 とから、眼球の視点方向を認識するようになっている。

次に、第5図を参照しつつ、体内装置3の構成について説明する。体内装置3には、眼球の前部に埋め込まれる前部装置15と、網膜Nに電気信号を送信する複数の電極11を備えた電極部19と、が設けられており、両部材15、19間はケーブル18によって接続されている。前部装置15には、一次コイル10から電力を受ける二次コイル12と、発光素子7からの画像信号を受信する受光素子14と、この受光素子14によって受信された画像信号を処理する信号処理回路とデマルチプレクサとを備えた小型素子16と、が設けられている。受光素子14と小型素子16とはほぼ同じ外径を備えており、二次コイル12はそれらの外径よりも大きく形成されている。二次コイル12の外径は、約5mm～約8mmとされており、水晶体囊Hの開口縁の内径と同等かそれよりも僅かに大きく形成されている。また、受光素子14と小型素子16とは、樹脂基板21を介して二次コイル12の裏面側に同心状で一体化されている。

なお、本実施形態では、受光素子14と小型素子16とは、樹脂基板21を介して二次コイル12の裏面側に同心状で一体化されているものとしているが、これに限るものではなく、少なくとも前眼部に受光素子14と二次コイル12とが設置できるような位置関係にて樹脂基板21に一体化されればよい。例えば、小型素子16は電極部19側に設置しておくこともできる。また、受光素子14と小型素子16とは、二次コイル12と同じ側にあってもよい。また、受光素子14と小型素子16とは、必ずしも二次コイルと同心状でなくてもよい。さらに、本実施形態では、受光素子14と小型素子16とは別々の素子としているが、これに限るものではなく、一体化されたものであってもよい。

また、小型素子16内には、二次コイル12に発生した交流を直流とする電源回路22と、電力が豊富なときに蓄電しておく蓄電素子17と、が設けられている。なお、前部装置15と電極11との間は、ケーブル18によって接続されている。

電極部19は、適度な弾性を備えた略円板状の薄いポリマー（高分子）により形成されており、この電極部19には、網膜Nに電気信号を伝達する複数の電極11

が縦横に所定の間隔で配置されている。この電極部 19 には、厚さ方向に貫通する複数の小孔 20 が設けられており（例えば、レーザにより小孔を形成したり、多孔性ポリマーを用いることができる。）、電極部 19 を通して栄養分の通過が可能とされている（なお、第 5 図中には、図示の都合上、一部の小孔 20 のみを示す。）。また、貫通孔でなくとも多数の空隙を有するポリマー等を用いることにより、電極部 19 を網膜 N 上または網膜 N 下に設置した後、周囲の細胞が空隙に侵入しつつ増殖することが期待できる。このような周囲の細胞の増殖により、電極部 16 と網膜 N との接着度が向上することが期待される。

体内装置 3 を眼内に埋め込むには、第 6 図に示すように、角膜耳側輪部 B から約 10 1.5 mm ほど離れた部位の強膜 J を 7 ~ 8 mm ほど切開することにより、挿入口を作成し、ここから前部装置 15、電極部 19、およびケーブル 18 を眼内に挿入する。また、前部装置 15 は、水晶体を取り出した後、第 7 図に示すように、二次コイル 12 の外縁を水晶体囊 H の開口縁部分 P の筋肉によって保持するようにして取り付ける。また、ケーブル 18 は、強膜 J の内側に沿わせるようにして埋設し 15、電極部 19 を網膜 N の内側に装着する。

次に、上記のように構成された本実施形態の作用および効果について、主として、第 8 図～第 10 図を参照しつつ説明する。

まず、画像情報処理の概要について説明する。TV カメラ 6 には、例えば、約 20 100 万個程度の画素が設けられている。この TV カメラ 6 が受像する受像視野（つまり、TV カメラ 6 の画像信がカバーする領域）は、第 8 図 (A) に示すように、約 60 ~ 80 度の範囲である。ところで、現在の技術水準では、網膜 N に電気信号を送信する電極 11 は、多くても数十個～数千個程度である。このため、TV カメラ 6 で受像される画像情報のうちのほとんどは、網膜 N に伝達されないことになる。このため、本実施形態では、TV カメラ 6 の受像視野（第 8 (A) 図）は、電極 25 11 が網膜 N に送信する送信視野（第 8 (B) 図）よりも大きく設定されており、受像視野のうち、視点認識装置 13 によって認識された視点方向に基づいてウインドウ（送信視野）を設定し、そのウインドウ内の画像信号を量子化して（第 8 (C)

）図)、電極 11 から網膜 N に送信するようになっている。

なお、本実施形態では、TV カメラ 6 が受像する受像視野は約 60 ~ 80 度の範囲としているが、これに限るものではなく、例えば 60 度 ~ 180 度等の範囲であってもよい。

5 次に、第 9 図を参照しつつ、体外装置 2 における画像信号の処理について説明する。

バイザー 4 に設けられた TV カメラ 6 は、前方の受像視野の画像を受像する (S 100、第 8 (A) 図)。

一方、視点認識装置 13 とコンピュータ 9 とによって、眼球の視点方向が検出されている (S 110)。そこで、次に受像視野全体の画像信号のうち、視点方向における所定の大きさのウインドウ内の画像信号を抽出する (S 120、第 8 (B) 図)。このウインドウ内の画像信号も、電極 11 の個数に比べると大きすぎる。このため、ウインドウ内の画像信号を量子化して、電極 11 の個数に適した信号とする (S 130)。

15 次に、量子化された画像信号から、刺激信号生成用のソフトウェアによって、電極刺激用信号を生成する (S 140)。さらに、電極刺激用信号を変調して発光素子 7 から送信する (S 150)。この電極刺激用信号の変調は、例えば、信号のパルス周波数、パルス幅、パルス振幅、パルス数等を変調パラメータとして用いることができる。

20 次に、第 10 図を参照しつつ、体内装置 3 における画像信号の処理について説明する。まず、受光素子 14 が、発光素子 7 からの電極刺激用信号を受信する (S 200)。次に、小型素子 16 に設けられた信号処理回路が電気刺激用信号を復調し、電極 11 刺激用のパルス信号を生成する (S 210)。

25 次に、そのパルス信号をデマルチブレクサを介して、そのパルス信号を電極 11 に送信する (S 220)。なお、電極 11 から伝達されたパルス信号は、残存している網膜 N に電気信号を伝える。

このように、本実施形態によれば、人工眼システム 1 は使用者と共に移動できる

ため、使用性に優れたものとなる。また、画像信号は、発光素子7と受光素子14とを介して光によって授受されるので、瞼を閉じると画像も消失する。このため、電磁誘導装置を用いて画像信号を授受する場合に比べると、自然な感覚で視覚を得ることができる。

5 また、二次コイル12を毛様体溝または水晶体囊H内に装着することができるため、二次コイル12を眼球の赤道面に配置した場合に比べると、一次コイル10と二次コイル12とがより近傍に配置されるので、両コイル10、12間の電磁誘導の効率が向上する。

また、電極11以外の構成、すなわち信号処理回路を備えた小型素子16と二次
10 コイル12と受光素子14とは同じ基板上に取り付けられて一体化されており、適
当な大きさに形成されているので、毛様体溝Kまたは水晶体囊H内に埋設するこ
ができる。このため、眼球内Mに設置する場合に比べると、埋め込み手術が容易と
なり、手術時に使用者に与えるダメージも軽くて済む。

ところで、人工眼システム1を装着している使用者が眼球を動かした場合には、
15 二次コイル12が傾くことがあるため、両コイル10、12間の電磁誘導の効率が
減少し、二次コイル12側に誘導される誘導電力が減少することがある。そのよう
な場合であっても、蓄電素子17からの電力を使用できるので、安定した画像信号
を網膜Nに送信することが可能となる。

また、蓄電素子17を毛様体溝Kまたは水晶体囊H内に埋設することができるの
20 で、眼球内Mに設置する場合に比べると、埋め込み手術が容易となり、手術時に使
用者に与えるダメージも軽くて済む。

また、電極部19に複数の小孔20が設けられているので、強膜J側から網膜N
側の細胞に栄養分を供給することができるため、電極部を網膜下に埋設するこ
ができる。このため、網膜上に装着した電極に比べると、網膜Nに出力する信号の電
25 力を小さくすることができる。このため、二次コイル12が小さく、誘導起電力が
小さい場合であっても、良好な電気刺激用信号を網膜Nに送信できやすい。

また、視点認識装置13が設けられており、網膜Nにはその視点認識装置13に

よって認識された視点方向の画像イメージが送信されるので、より使用性の良好な人工眼システム1となる。

また、視点の移動によって画像を変化させる構成は、ハードウェア構成ではなくて（例えば、受像素子を駆動する構成ではなくて）、ソフトウェアにより行なわれるので、全体の構成を簡易とすることができます。
5

＜その他の実施形態＞

次に、第11図を参照しつつ、他の実施形態について説明する。なお、上記の実施形態と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。本実施形態では、
10 二次コイル30の外径を約11mmとしており、その二次コイル30を毛様体溝Kの内側に設置している。この実施形態によれば、二次コイル30の外径を二次コイル12の外径よりも大きくできるので、電磁誘導の効率を向上できる。

また、使用者によっては、水晶体および水晶体囊Hを全て摘出することもありうる。そのような場合には、第12図に示すように、二次コイル30を毛様体溝Kの内側に装着する（または、縫い着ける）ことができる。このように、二次コイル30
15 の外径を約8mm～約12mm（より好ましくは、約9mm～約11mm）とすることにより、水晶体および水晶体囊Hを摘出した者に対しても、体内装置3を装着することが可能となる。

産業上の利用可能性

20 以上のように、本発明によれば、人工眼システムを、使用性が良好で、実用化に耐えうるものとすることができる。

請 求 の 範 囲

1 受像素子が受けた外界の画像イメージである画像信号を刺激信号生成手段によって変換し、電気刺激用信号として網膜に装着された電極から送信する人工眼システムにおいて、

使用者の体外に装着される体外装置と、

使用者の体内に装着される体内装置と、を備え、

体外装置は、バイザーと、バイザーに電気を供給する電源装置と、を含み、

バイザーは、一次コイルと、受像素子と、受像素子からの画像信号を画像用

10 の信号として送信するための発光素子と、を含み、

体内装置は、一次コイルによって電磁誘導される二次コイルと、発光素子からの画像用の信号を受信する受光素子と、受光素子によって受信された画像用の信号を処理する信号処理回路と、信号処理回路によって処理された電気刺激信号を網膜に送信する複数の電極を備えた電極部と、を含む、

15 ことを特徴とする人工眼システム。

2 請求の範囲第1項の人工眼システムにおいて、

二次コイルの外径は、約5mm～約12mmである、

ことを特徴とする人工眼システム。

20

3 請求の範囲第1項または第2項の人工眼システムにおいて、

信号処理回路は、電極と基板上に一体化して設けられ、

二次コイルと受光素子との外径は、約5mm～約12mmである、

ことを特徴とする人工眼システム。

25

4 請求の範囲第1項の人工眼システムにおいて、

信号処理回路と二次コイルと受光素子との外径は、約5mm～約12m

mである、

ことを特徴とする人工眼システム。

5 受像素子が受けた外界の画像イメージである画像信号を刺激信号生成手
5 段によって交換し、電気刺激用信号として網膜に装着された電極から送信する人工
眼システムにおいて、

使用者の体外に装着される体外装置と、

使用者の体内に装着される体内装置と、を備え、

体外装置は、バイザーと、バイザーに電気を供給する電源装置と、を含み、

10 バイザーは、電力を送信する送電装置と、受像素子と、受像素子からの画像
信号を画像用の信号として送信するための画像用信号送信装置と、を含み、

体内装置は、送電装置から電力を受電する受電装置と、画像用信号送信装置
からの画像用の信号を受信する画像用信号受信装置と、画像用信号受信装置によっ
て受信された画像用の信号を処理する信号処理回路と、信号処理回路によって処理
15 された電気刺激用信号を網膜に送信する複数の電極を備えた電極部と、電極および
信号処理回路に対する電力供給用の蓄電素子と、を含む、

ことを特徴とする人工眼システム。

6 受像素子が受けた外界の画像イメージである画像信号を刺激信号生成手
20 段によって交換し、電気刺激用信号として網膜に装着された電極から送信する人工
眼システムにおいて、

使用者の体外に装着される体外装置と、

使用者の体内に装着される体内装置と、を備え、

体外装置は、バイザーと、バイザーに電気を供給する電源装置と、を含み、

25 バイザーは、電力を送信する送電装置と、受像素子と、受像素子からの画像
信号を画像用の信号として送信するための画像用信号送信装置と、眼球の視点を認
識する視点認識装置と、を含み、

体内装置は、送電装置から電力を受電する受電装置と、画像用信号送信装置からの画像用の信号を受信する画像用信号受信装置と、画像用信号受信装置によつて受信された画像用の信号を処理して網膜刺激用の電気刺激用信号とする信号処理回路と、信号処理回路によって処理された画像用の信号を網膜に送信する複数の

5 電極を備えた電極部と、を含み、

視点認識装置によって認識された視点方向の電気刺激用信号が電極から網膜に送信される、
ことを特徴とする人工眼システム。

10 7 請求の範囲第6項の人工眼システムにおいて、

受像素子の画像信号がカバーする受像視野は、電極が網膜に送信する送信視野よりも大きく設定され、受像視野のうちから視点認識装置によって認識された視点方向の一部が送信視野として電極に送信される、
ことを特徴とする人工眼システム。

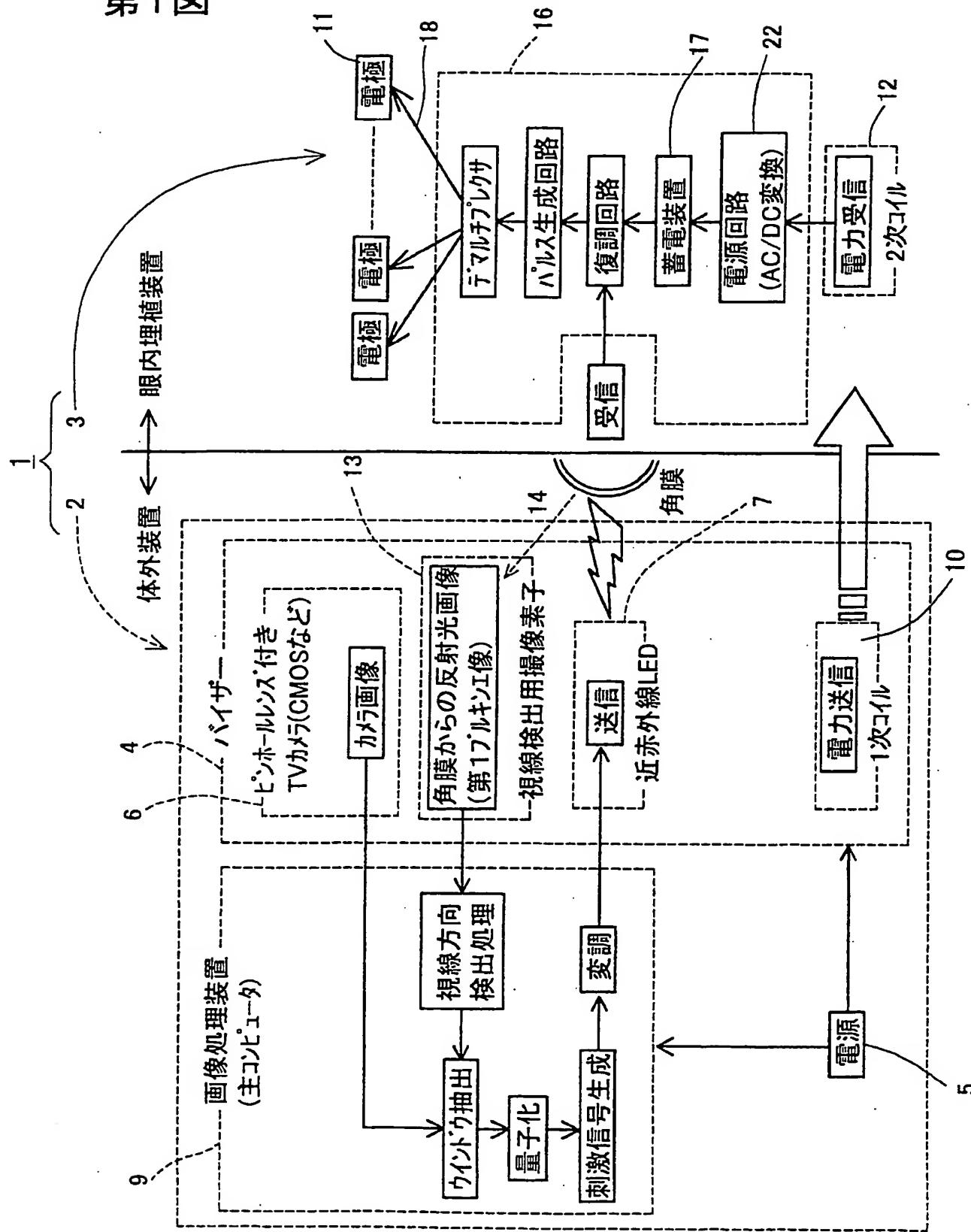
15

8 請求の範囲第1項～第7項の何れかの人工眼システムにおいて、

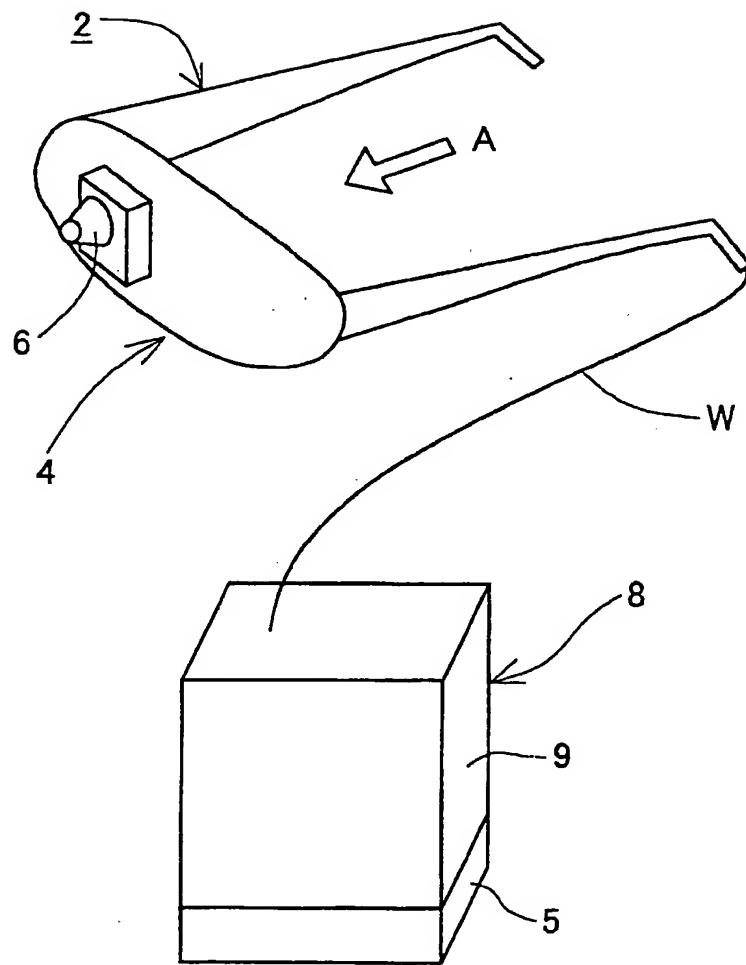
電極部には、厚さ方向に貫通する複数の小孔が設けられている、
ことを特徴とする人工眼システム。

20

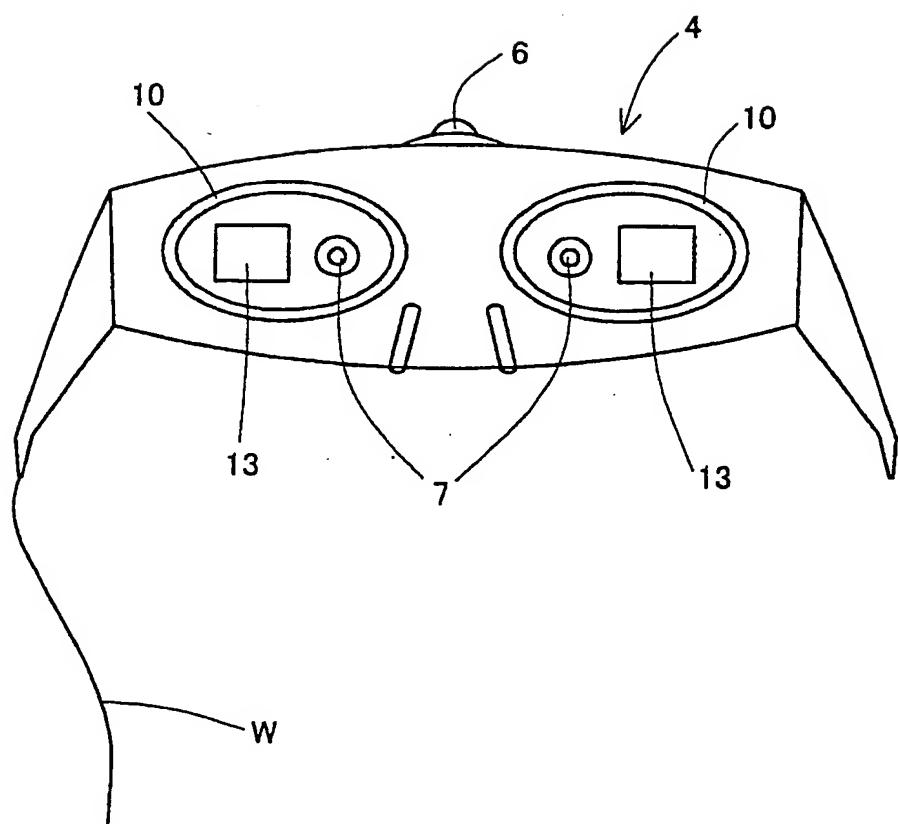
第1図



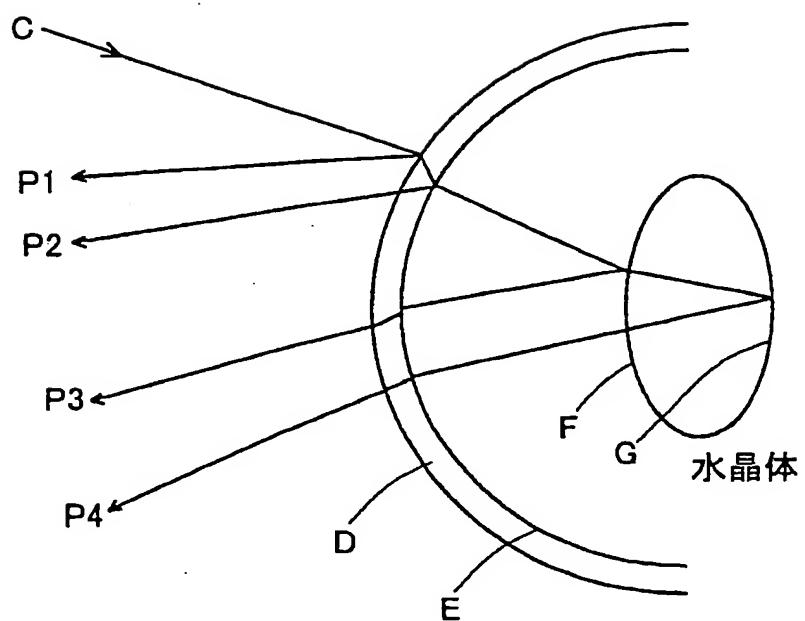
第2図



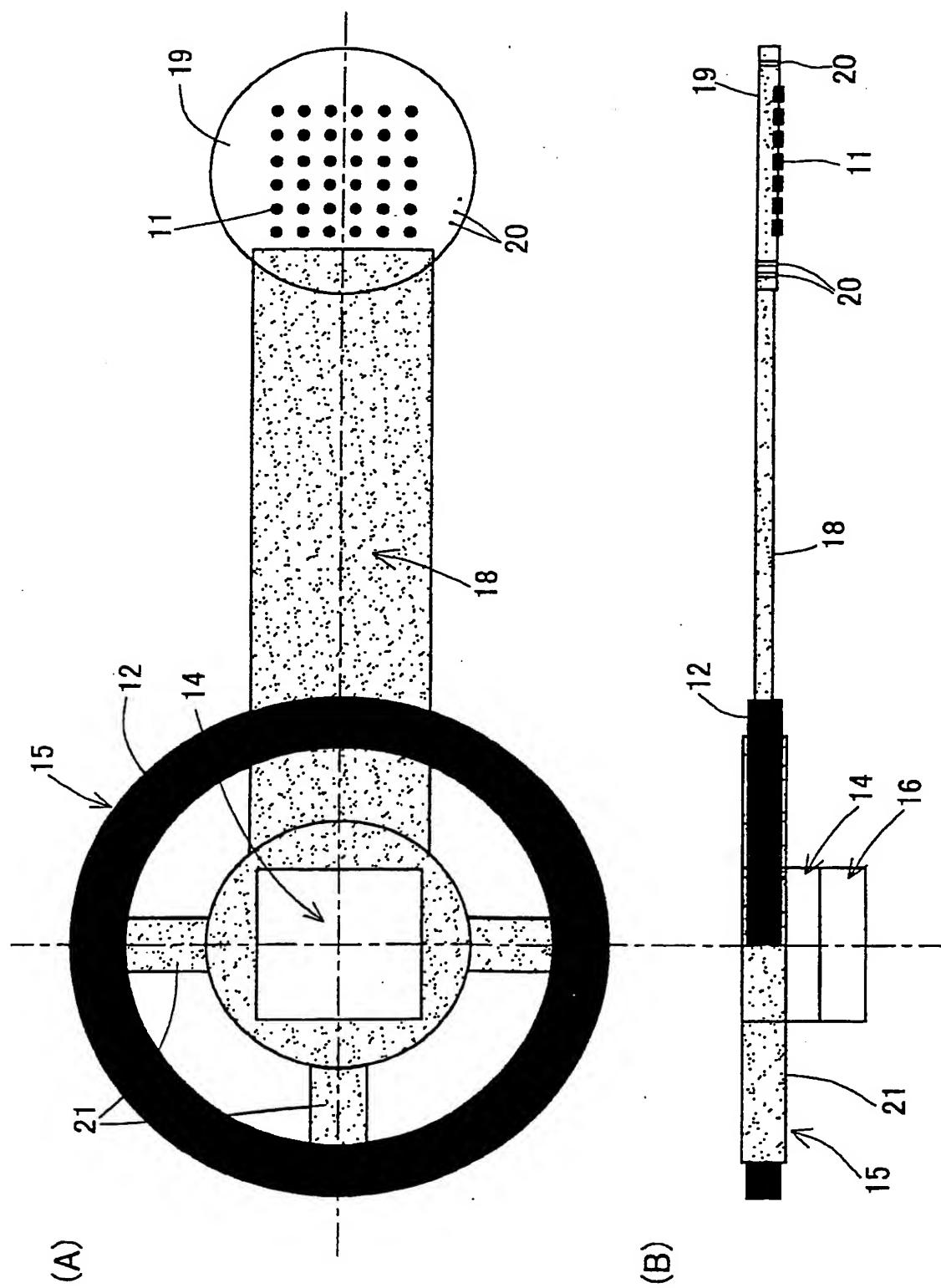
第3図



第4図

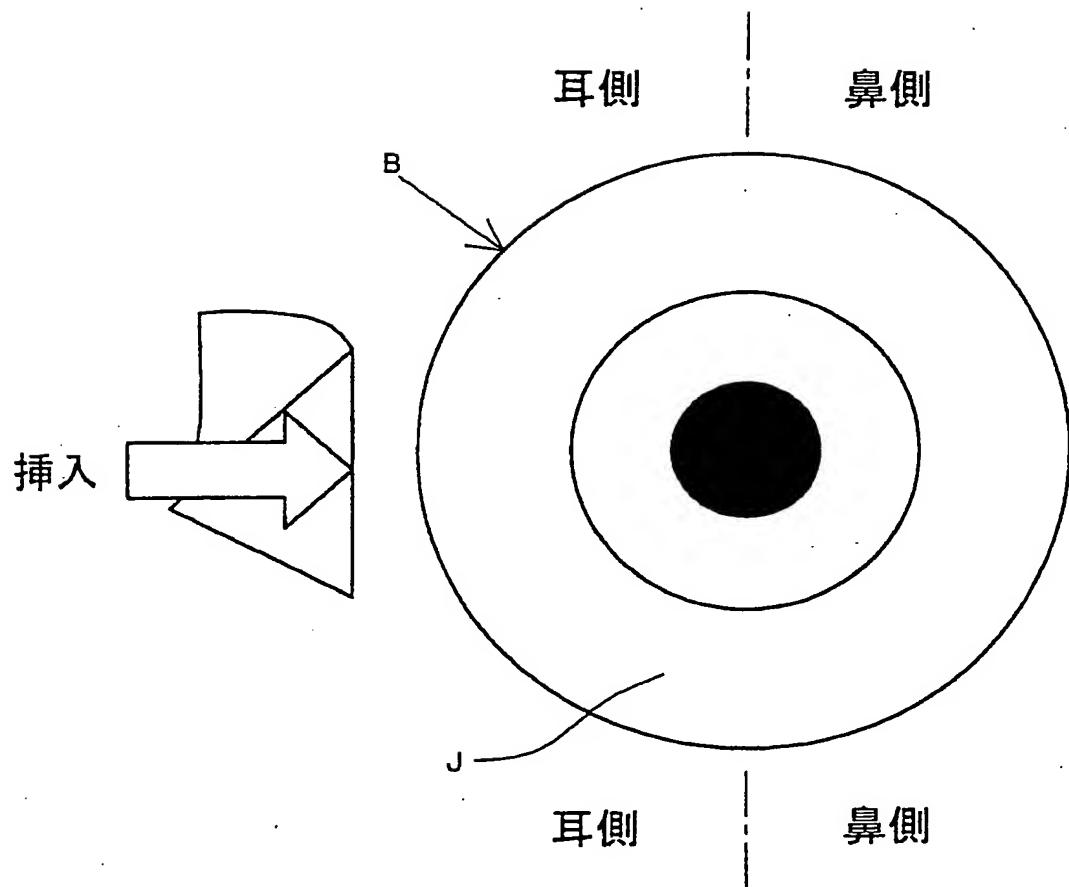


第5図



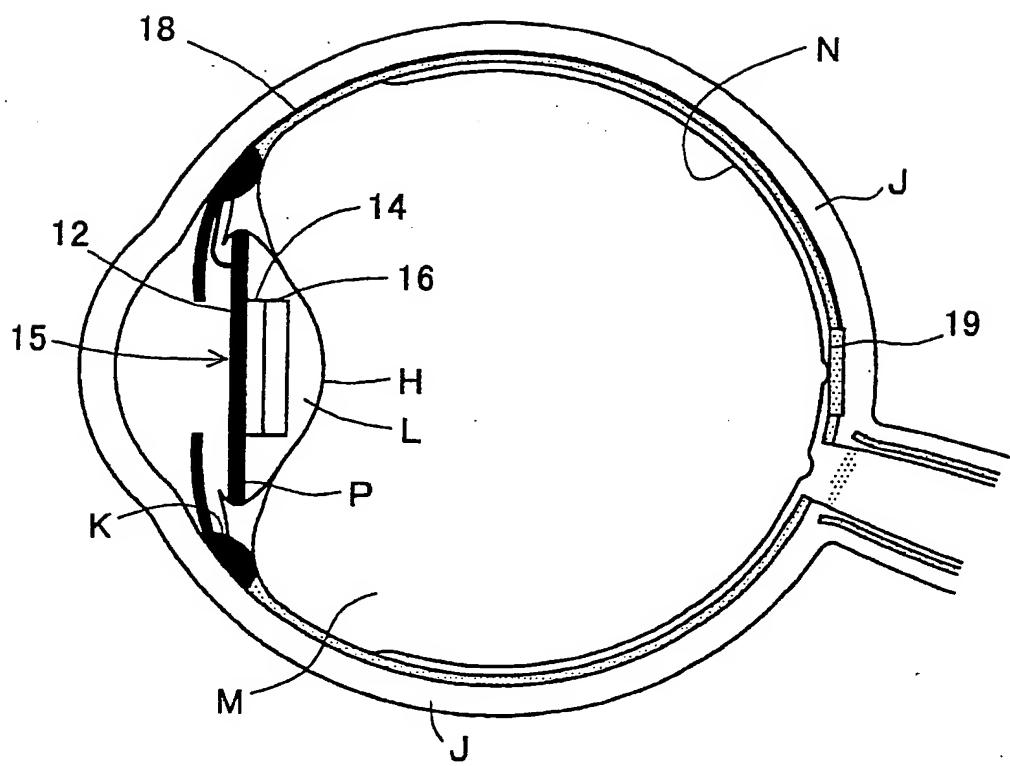
6/12

第6図

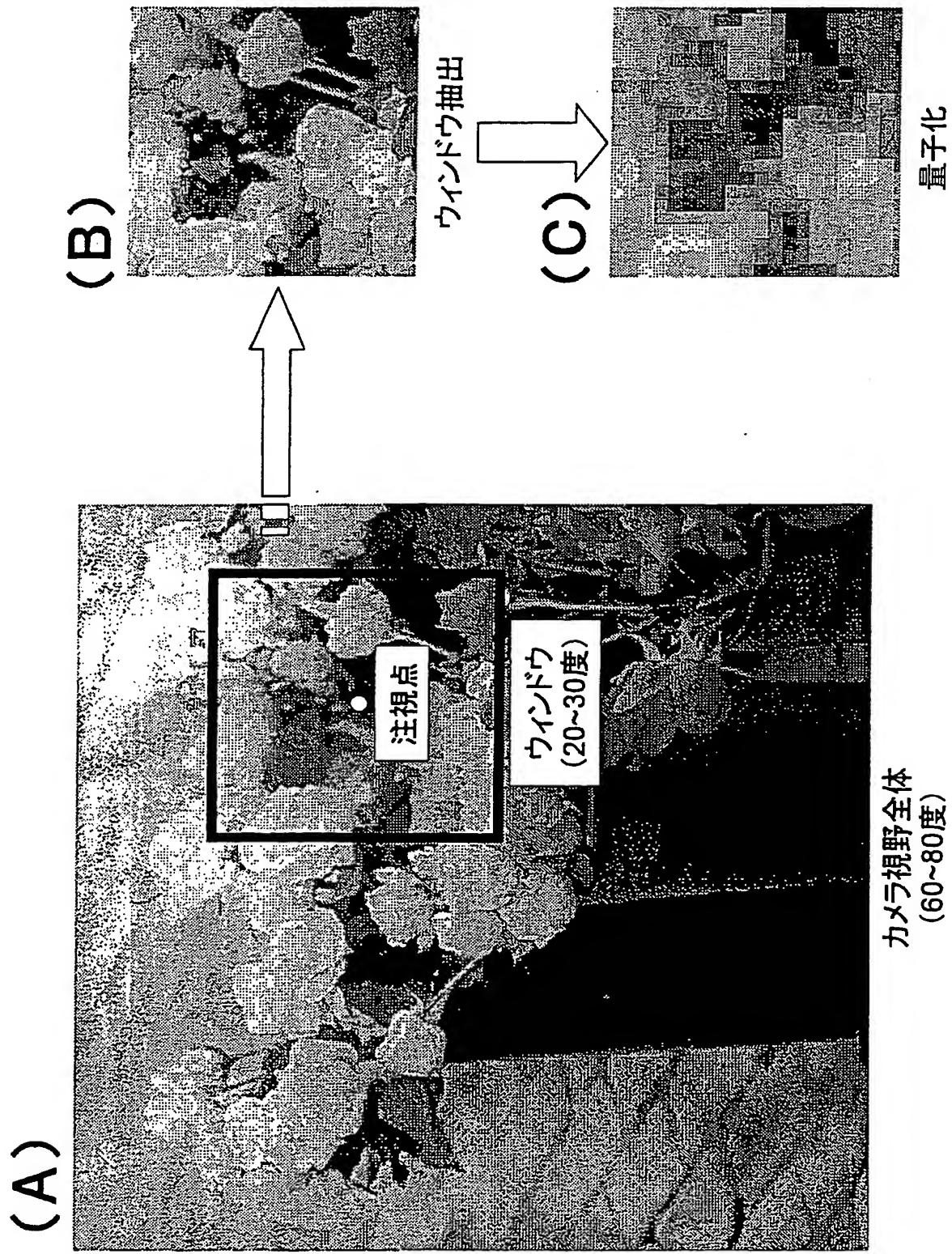


7/12

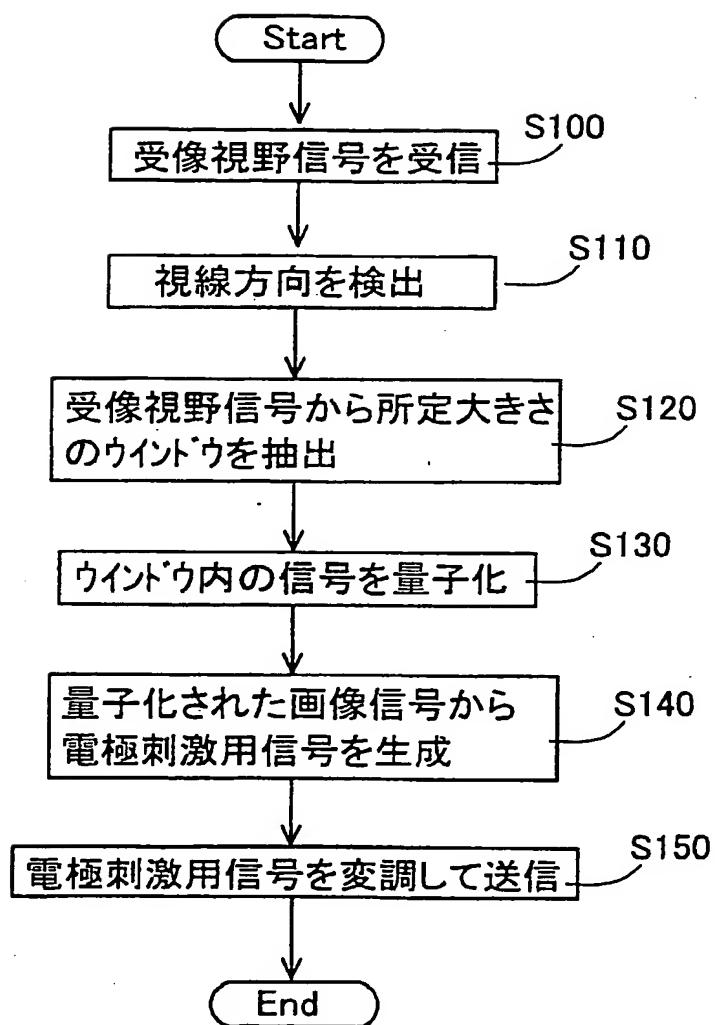
第7図



第8図

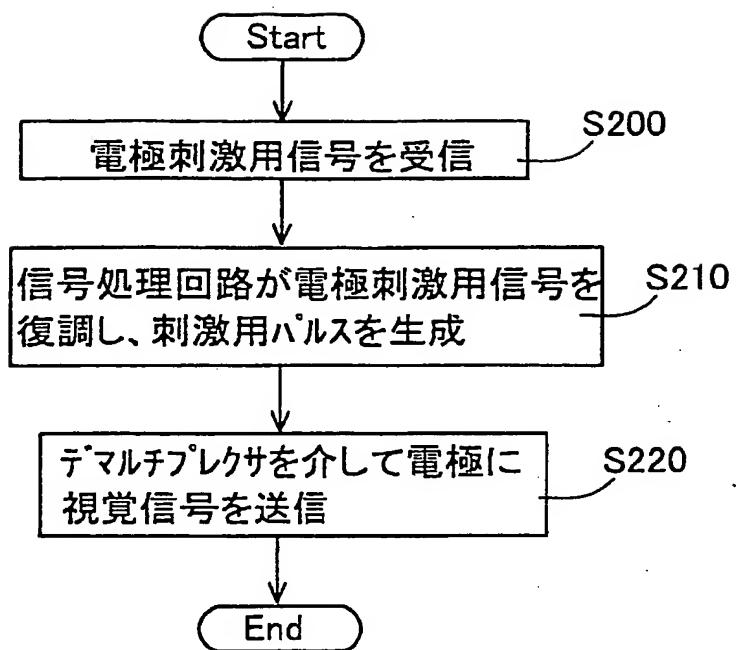


第9図



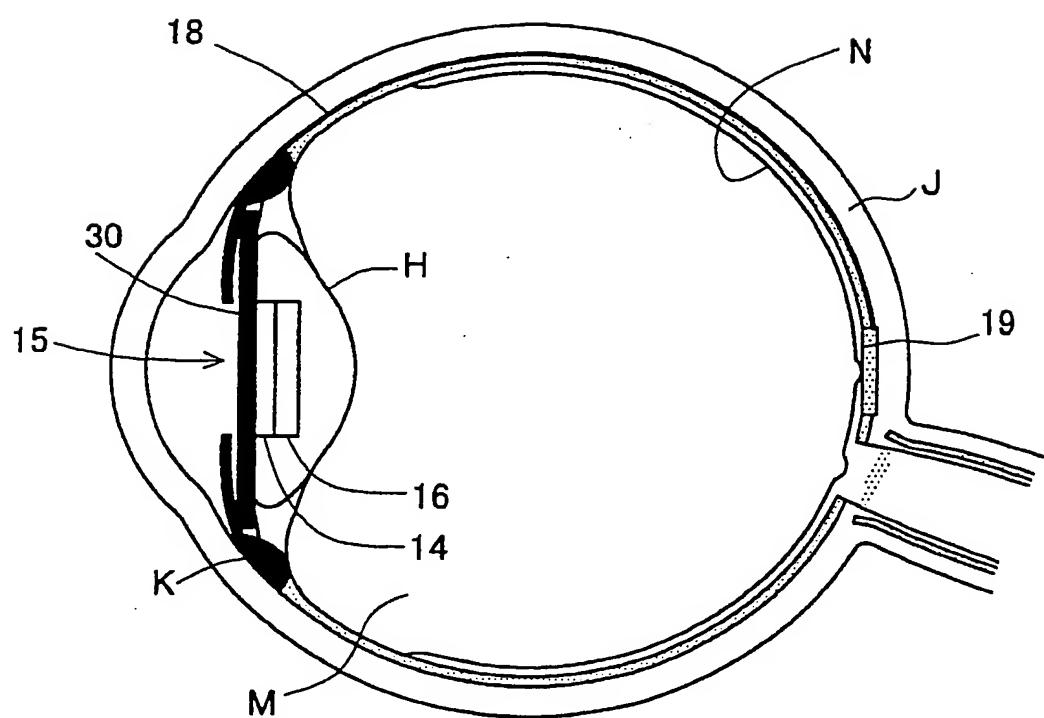
10/12

第10図



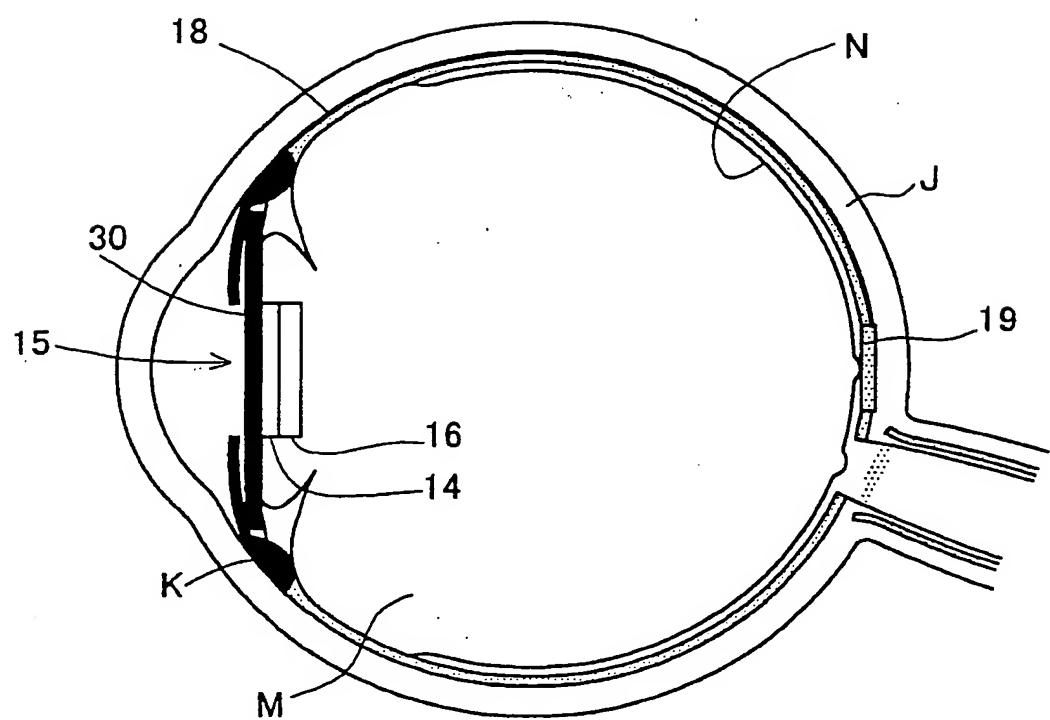
11/12

第11図



12/12

第12図



THIS PAGE BLANK (USPTO)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/03027

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10-258129 A (Kabushiki Kaisha Kajio Pacing Research Laboratory), 29 September, 1998 (29.09.98), Par. Nos. [0016] to [0038]; Fig. 1 (Family: none)	5
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 187419/1987 (Laid-open No. 93930/1989) (Mitsubishi Electric Corp.), 21 June, 1989 (21.06.89), Full text; Fig. 1 (Family: none)	5
A	WO 97/05922 A2 (Nmi Naturwissenschaftliches und Medizinisches), 20 February, 1997 (20.02.97), Full text; Figs. 1 to 4 & EP 844896 A1 & US 6032062 A & DE 19529371 C2 & JP 11-511248 A	1-8
A	WO 90/00912 A1 (The United States of America), 08 February, 1990 (08.02.90), Full text; Figs. 1 to 13 & EP 425575 A & US 5037376 A & JP 4-501517 A	1-8
A	WO 94/26209 A1 (CHOW, Alan, Y.), 24 November, 1994 (24.11.94), Full text; Figs. 1 to 11 & EP 696907 A1 & US 5397350 A & JP 8-511697 A	1-8
A	US 5106179 A (Sony Corp.), 21 April, 1992 (21.04.92), Full text; Figs. 1 to 5 & JP 4-22358 A	1-8
A	DE 2714667 A1 (STOVER, Margot), 05 October, 1978 (05.10.78), Full text; Figs. 1 to 6 & FR 2385387 A1 & GB 1553969 A & JP 53-123588 A	1-8
A	WO 96/02298 A1 (Fraunhofer-Gesellschaft zur Förderung der Angewandten Forschung E.V.), 01 February, 1996 (01.02.96), Full text; Figs. 1, 2 & EP 928212 A & US 5897583 A & JP 10-502552 A	1-8
A	WO 96/24405 A1 (Intermedics, Inc.), 15 August, 1996 (15.08.96), Full text; Figs. 1 to 11 & EP 808193 A & US 5683443 A & JP 10-513385 A	1-8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/03027

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61F9/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61F2/00, A61F9/00, A61N1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2002
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2002	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2002

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 99/45870 A1 (Johns Hopkins University), 16 September, 1999 (16.09.99), Full text; Figs. 1 to 10 Full text; Figs. 1 to 10 & EP 1061874 A1 & US 5935155 A & JP 2002-505910 A	1-6, 8 7
Y A	WO 96/39221 A1 (CHOW, Vincent), 12 December, 1996 (12.12.96), Full text; Figs. 1 to 28 Full text; Figs. 1 to 28 & EP 957975 A1 & US 5895415 A & JP 11-506662 A	1-6, 8 7

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

“A”	Special categories of cited documents: document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“T”	later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
“E”	earlier document but published on or after the international filing date	“X”	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
“L”	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“Y”	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
“O”	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	“&”	document member of the same patent family
“P”	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		

Date of the actual completion of the international search
21 June, 2002 (21.06.02)Date of mailing of the international search report
09 July, 2002 (09.07.02)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有權機關
國際事務局



(43) 国際公開日
2002年8月22日 (22.08.2002)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 02/064072 A1

(51) 國際特許分類⁷:

A61F 9/00

(72) 発明者; および

(21) 国際出願番号:

PCT/JP02/01255

(22) 國際出願日: 2002年2月14日 (14.02.2002)

02.2002)

(25) 国際出願の言語:

日本語

(26) 国際公開の言語:

日本語

(30) 優先権データ:

特願2001-039031 2001年2月15日(15.02.2001) JP
特願2001-267743 2001年9月4日(04.09.2001) JP

(74) 代理人: 小栗 昌平, 外(OGURI, Shohei et al.); 〒107-6028 東京都港区赤坂一丁目12番32号 アーク森ビル23階専門特許事務所 Tel. 03-5536-1111 (T)

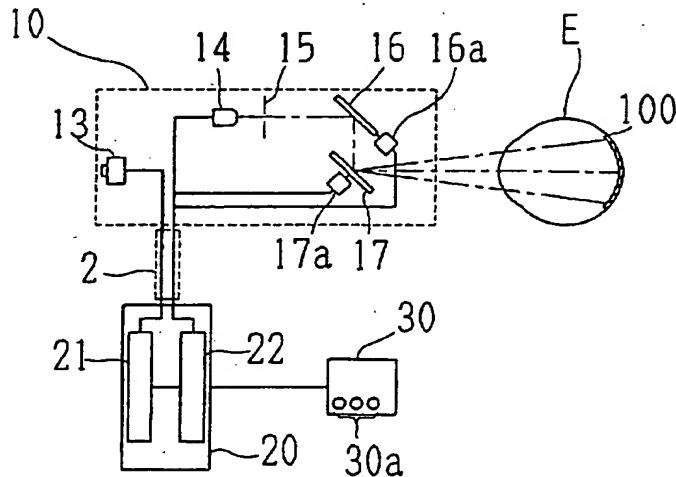
(71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 株式会社ニデック(NIDEK CO., LTD.)[JP/JP]; 〒443-0035 愛知県蒲郡市栄町7番9号 Aichi (JP).

(81) 指定国(国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB,
BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU,

〔有菜繞〕

(54) Title: VISION REGENERATING AUXILIARY DEVICE

(54) 発明の名称: 視覚再生補助装置



(57) Abstract: A vision regenerating auxiliary device capable of assisting in vision regenerating without complicating a system configuration. A vision regenerating device for regenerating the vision of a patient who has gone blind due to a disease in a retina, comprising a photosensor implanted in the retina in the patient's eye, for converting an optical signal into an electric signal, a photographing means for photographing an object for recognition by the patient, an image processing means for performing an image processing on the photographed object so as to extract features, a pulse light forming means for forming a light flux into a pulse light to induce vision, and an irradiating means disposed in front of the patient's eye, for irradiating the photosensor with a pulse light so as to be formed as an image processed by the image processing means.

〔統葉有〕

WO 02/064072 A1



ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 國際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(84) 指定国(広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,

(57) 要約:

本発明の課題は、システム構成を複雑にすることなく視覚再生の補助を行うことが可能な視覚再生補助装置を提供することである。

本発明においては、網膜の疾患によって失明を伴う患者の視覚を再生するための視覚再生装置において、患者眼の網膜に埋植され光信号を電気信号に変換するフォトセンサと、患者に認知させる被写体を撮影する撮影手段と、撮影手段により得られた被写体像に対し特徴抽出のための画像処理を行う画像処理手段と、光束を視覚を誘発させるためのパルス光に形成するパルス光形成手段と、患者眼眼前に配置されるとともにパルス光を前記画像処理手段によって処理された画像として形成するようにフォトセンサに向けて照射する照射手段と、を備える。

明 紹 書

視覚再生補助装置

<技術分野>

本発明は、網膜下にフォトダイオードを埋植して人工的に視覚信号を与えるための視覚再生補助装置に関する。

<背景技術>

網膜色素変性や加齢黄斑変性等の疾病は視覚障害を起こし、疾病が進行すると失明に至ることがある。通常、網膜に光が照射されると、視細胞で光信号が電気信号に変換され、この電気信号が神経節細胞でパルス信号となり、このパルス信号が脳に伝わるようになっている。網膜色素変性や加齢黄斑変性等の疾病が発生すると、視細胞が減少、死滅するため、光信号を電気信号に変換することができなくなり視覚が得られなくなる。近年、このような失明に対し、視覚を取り戻すための様々な試みが提案されている。例えば、特表平11-506662には、網膜刺激システムを使用した視覚の発生に関する発明が開示されている。

このシステムは、網膜下に可視光及び赤外光に感度を持つマイクロフォトダイオードを埋植し、CCDカメラを経てニューロンネットコンピュータにより増幅、変調を行った映像をマイクロフォトダイオードに受光させることにより、視覚を得ようとするものである。

しかしながら、前記のような網膜刺激システムにおいては、可視光と赤外光とをフォトダイオードへの入射光に用いるために、フォトダイオードを複雑な機構にする必要があった。また、システム自体も複雑な構成となっていた。

以上のような上記従来技術の問題点に鑑み、システム構成を複雑にすることなく視覚再生の補助を行うことが可能な視覚再生補助装置を提供することを技術課題とする。

<発明の開示>

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

(1) 網膜の疾患によって失明した患者の視覚を再生するための視覚再生装置において、患者眼の網膜に埋植され、光信号を電気信号に変換するフォトセンサと、患者に認知させる被写体を撮影する撮影手段と、撮影された被写体の像に対して特徴抽出のための画像処理を行う画像処理手段と、患者眼の眼前に配置され、パルス状の光をフォトセンサに向けて照射する照射手段と、画像処理された画像情報に基づいて照射手段を制御する制御手段と、を有することを特徴とする。

(2) (1) の視覚再生補助装置において、照射手段は、光をフォトセンサ上で二次元的に走査する走査手段を含み、制御手段は、画像情報に基づいて走査手段を駆動制御する、ことを特徴とする。

(3) (2) の視覚再生補助装置において、制御手段は、走査の繰返し周波数を制御する、ことを特徴とする。

(4) (1) の視覚再生補助装置において、照射手段はデジタルマイクロミラーデバイスを含み、制御手段は、画像情報に基づいてデジタルマイクロミラーデバイスを駆動制御する、ことを特徴とする。

(5) (1) の視覚再生補助装置において、照射手段は、LEDが多数配列された表示手段を含み、制御手段は、画像情報に基づいて表示手段を駆動制御する、ことを特徴とする。

(6) (1) の視覚再生補助装置において、画像処理手段は、画像処理により、撮影された被写体の像の輪郭のみを画像情報として抽出し、制御手段は、抽出された画像情報に基づいて照射手段を制御する、ことを特徴とする。

(7) (1) の視覚再生補助装置は、フォトセンサは、患者眼の網膜に複数個埋植されており、各フォトセンサ同士の埋植間隔はフォトセンサ上の光のスポット径に比べて小さな間隔となっている、ことを特徴とする。

(8) (1) の視覚再生補助装置は、さらに、照射手段による光の照射条件

を変更する変更手段を有し、制御手段は、変更された照射条件に基づいて照射手段を制御する、ことを特徴とする。

(9) (1) の視覚再生補助装置は、さらに、被写体に所定の模様を投影する投影手段を有する、ことを特徴とする。

(10) (1) の視覚再生補助装置は、照射手段は、パルス光を照射し、制御手段は、画像情報に基づき、パルスの周波数及び振幅の少なくとも一方を制御する、ことを特徴とする。

＜図面の簡単な説明＞

図1は、本発明の実施形態で使用するマイクロフォトダイオードの概略構成図である。

図2は、マイクロフォトダイオードの製造手順を示した図である。

図3は、照射装置の外観概略構成図である。

図4は、照射装置の光学系及び制御系の概略構成図である。

図5は、画像処理の例を示した図である。

図6は、被写体の遠近を検知するための照射装置の光学系及び制御系の概略構成図である。

図7は、照射装置の別の実施形態を示す図である。

図8は、照射装置の別の実施形態を示す図である。

なお、図中の符号、1は照射装置本体、10は撮影ユニット、13はCCDカメラ、14はLED、16はミラー、16aはモータ、17はミラー、17aはモータ、20は映像処理ユニット、30は応答ユニット、100はマイクロフォトダイオードである。

＜発明を実施するための最良の形態＞

本発明の一実施形態を図面を用いて説明する。本実施形態で使用する視覚再生補助装置は、患者眼の網膜に埋植するマイクロフォトダイオードと、このマイク

ロフォトダイオードに指向性を持った光束を照射するための照射装置と、からなる。

図1は網膜に埋植するフォトセンサの1種であるマイクロフォトダイオードの概略構成図である。

100はマイクロフォトダイオードである。マイクロフォトダイオード100には、図に示すように、n型拡散層104上に設けられたn型電極102と、p型基板101上に設けられたp型電極103と、が形成されている。

マイクロフォトダイオード100は、以下の手順にて得ることができる。図2はマイクロフォトダイオード100の製造手順を示したものである。

p型基板101上にレジスト105を載せ、n型不純物質の注入／拡散を行い、p型基板101上にn型拡散層104を形成する(STEP1, STEP2)。次に、n型拡散層104が形成されたp型基板101上にアルミニウムからなる膜106を蒸着させるA1デポを行う(STEP3)。その後、電極パターンを形成するためにレジスト105を膜106上に形成し、エッチングを行ってn型電極102とp型電極103とを持つマイクロフォトダイオード100を完成させる(STEP4, STEP5)。

マイクロフォトダイオード100は、網膜下に埋植して使用するため、1辺が1μm～100μm程度の大きさが好ましい。なお、本実施形態で使用するマイクロフォトダイオード100はp型基板101を用いているが、これに限るものではない。例えば、n型基板を用いてn型電極、p型電極を形成するようにしてもよい。また、本実施形態では導電材料としてアルミニウムを使用しているが、これに限るものではなく、生体適合性が良いものであればよい。例えば、白金、金、タンクステン、チタン等が挙げられる。

次に視覚再生補助装置の照射装置の構成について、説明する。

図3は患者眼Eの網膜下に埋植されたマイクロフォトダイオード100に所定の光束を照射するための照射装置の外観概略構成図である。

1は照射装置本体である。本体1は、撮影ユニット10、画像処理ユニット20、応答ユニット30からなる。撮影ユニット10、応答ユニット30はそれぞれケーブル2、3にて画像処理ユニット20と接続されている。

撮影ユニット10は、患者が眼前に装着するゴーグル型の形状をしており、ベルト11を使用することにより撮影ユニット10を患者の眼前に固定保持できるようになっている。12は撮影窓であり、内部に設置されるCCDカメラ13（後述する）を使用して患者の眼前に見える外界を撮影するようになっている。カメラ13は、カメラの撮影軸と患者が水平方向にものを見たときの視軸とが同軸なるように、撮影ユニット10内に取り付けられている。

なお、本実施形態では、上述したように、カメラ13の取付位置をカメラの撮影軸と患者が水平方向にものを見たときの視軸とが同軸となるようにしているが、これに限るものではなく、患者にとって一番見易い方向に合わせてカメラ13の撮影軸を合わせればよい。

また、撮影ユニット10は、カメラ13の他に、撮影した外界の画像（映像）に基づいて所定の光束を眼Eの網膜に照射するための照射光学系も備えている（後述する）。

画像処理ユニット20は、撮影ユニット10で得られた画像情報（映像情報）に所定の画像処理を行なう。

応答ユニット30は、撮影ユニット10を装着した患者による視覚再生状態を補正するために使用される。30aは撮影ユニット10より照射される光束の特性や光束の照射状態を変更させるためのスイッチ群である。このスイッチ群30aを使用することにより、患者の視覚再生状態を、画像処理ユニット20で行われる画像処理や撮影ユニット10での光束の照射条件等に反映させることができる。

図4は本体1の光学系及び制御系の概略構成図である。

14はLEDであり、画像処理ユニット20からの信号に基づいて指向性の強

い白色の光束を照射する。なお、本実施形態では、マイクロフォトダイオードに照射するための光源をLEDとしているが、これに限るものではなく、光量が強く、指向性のある光束を照射できるものであればよい。例えば、半導体レーザ等を光源に使用することもできる。また、照射する光の波長は可視域に限らず赤外域であってもよい。

15は開口絞りであり、網膜上に照射される光束のスポット径を充分小さなものとし、網膜上で直径数 μm ～数百 μm 程度のスポット径が得られるようになっている。なお、本実施形態では、開口絞り15により網膜上に照射される光束のスポット径を決定するものとしているが、これに限るものではなく、例えばレンズ等の光学部材を使用してスポット径を決定することもできる。

16, 17はLED14から照射される光束を網膜上まで導光させるミラーである。ミラー16, 17にはモータ16a, 17aが各々取り付けられており、モータ16a, 17aの駆動によって所定方向に揺動される。LED14から照射される光束は、モータ16a, 17aによって揺動するミラー16, 17によって反射され、網膜上を上下左右方向に2次元的に走査される。

21はカメラ13から得られた画像情報に対し、所定の画像処理を行う画像処理部である。22は画像処理部21にて変換された画像情報に基づいてLED14の点灯制御及びモータ16a, 17aの駆動制御を行う制御部である。

以上のような構成を備える視覚再生補助装置において、その動作について説明する。

初めに、術者は、多数のマイクロフォトダイオード100を眼Eの網膜に埋埴しておく（眼底上に多数のマイクロフォトダイオードからなるマイクロフォトダイオード群を形成しておく）。本実施形態では、LED14から照射される光束を埋埴された多数のマイクロフォトダイオード100に対して2次元に走査することにより、カメラ13で得られた画像情報を再現させ、これにより視覚を得るというものである。

したがって、マイクロフォトダイオード100の網膜上における埋埴領域は、カメラ13の撮影領域全体を再現するのに十分な広さであることが必要であり、さらにその領域全体に限なく埋埴されていることが好ましい。ただし、マイクロフォトダイオードの個数は、簡単な図形の認識程度であるならば、 3×3 (9個) や 5×5 (25個) 程度であってもよい。

また、各マイクロフォトダイオード100の埋埴間隔が離れていると、光束の走査時にマイクロフォトダイオード100に受光されない部分ができ、明確な再現が困難となる。したがって、マイクロフォトダイオード100の埋埴間隔は、光束の径よりも狭い（小さい）方が好ましい。

次に、患者の眼前に撮影ユニット10を取り付け、視覚再生を行う。本実施形態では、カメラ13の撮影軸は、患者が水平方向を見たときの視軸と同軸となるようにしている。このため、視線を変えるときは、眼を動かさずに顔全体で見る方向をかえることにより、視線の方向とカメラ13にて撮影される外界の像とが略一致することとなる。

カメラ13にて撮影された外界の画像は、ケーブル2を経て画像処理部21に送られる。画像処理部21は、送られてきた画像情報（光量の大小、色の濃淡、色相等）に対して、ノイズの除去、スムージング等の処理を行う。また、画像のエッジ検出を行い、撮影された外界の画像を輪郭のみの画像に変換する。

例えば、図5 (a) に示すような直方体の箱50を撮影ユニット10のカメラ13にて撮影した場合、画像処理部21の画像処理により、箱50の画像情報から色、模様等が除去されるなどし、箱50の輪郭（点線部分）のみ表した画像情報（箱50'）に変換される。

画像処理部21にて上記のような画像処理が行なわれ、処理後の画像情報（輪郭のみの画像）が制御部22に送られる。制御部22は、処理後の画像情報を電気パルスの信号に変換してLED14の点灯制御を行う。また、同時に、制御部22は、モータ16a, 17aの駆動制御を行い、網膜上に埋埴したマイクロフォトダイオード100の範囲内に輪郭のみの画像が照射する光束によって再現で

きるよう光束を走査させる。

このとき制御部22は、LED14から発する光束をパルス光としてマイクロフォトダイオード100へ照射させる。この光束のパルス波形は、視覚の知覚に必要な網膜の神経細胞の興奮を誘発させるための波形である。

マイクロフォトダイオード100はLED14からのパルス光を受光し、このパルス波形を電気信号に変える。電気信号は視神経を経て脳に伝わり、これにより視覚を得ることができる。

LED14から発せられる光パルスの周波数、振幅（光量の強さ）や点灯の時間幅等、の光パルスの点灯条件（照射条件）は、応答ユニット30のスイッチ群30aにより各画素単位に対応して変更することができる。

振幅は、受光側のマイクロフォトダイオード100から発する電気信号の電流値が $10\mu A$ ～ $6mA$ の範囲となるように、設定されることが好ましい。マイクロフォトダイオード100から発する電気信号の電流値が $10\mu A$ を下回ると、電気刺激として弱いものとなってしまう。また、 $6mA$ を超えると電気刺激が強すぎてしまい、眼の筋肉の引きつりが起こる可能性がある。

また、走査の繰返し周波数もスイッチ群30aにて変えることができる。この繰返し周波数を変えることによって、再現した画像のちらつき具合を変えることができる。繰返し周波数が $25Hz$ ～ $100Hz$ の間が好ましい。くり返し周波数が $25Hz$ を下回ると、画像のちらつきが大きくなり違和感を覚えることとなる。また、繰り返し周波数が $100Hz$ を上回ると、細胞の興奮応答の速度よりも速くなり、反応を受け付けない。

患者は、応答ユニット30のスイッチ群30aを使用して、上述したパルス光の照射条件、走査の繰返し周波数を変化させ、患者自身にとって最も視覚が得られ易い条件を設定することができる。

設定された内容は、ケーブル3を通して制御部22に送られる。制御部22は設定された条件にしたがってLED14の点灯制御、及びモータ16a、17aの駆動制御を行う。

このように、本実施形態では、従来視細胞で行っている光電変換をフォトダイオードにより代替し、神経節細胞を興奮させるためのパルス形成を体外装置で行うものである。このため、視細胞が減少して視覚が無くなっても、それを補うための複雑な機構をもつフォトセンサ等を使用する必要がなく、マイクロフォトダイオード100は単純に光信号を電気信号に変えるためだけの機能を持つものであればよい。

なお、以上の実施形態では、LED14から照射される光束をパルス波形にし、これをマイクロフォトダイオード100に対して走査するものとしているが、これに限るものではなく、連続光を用いて走査の繰返し周波数を適宜変化させることにより、単位面積当たりの光束の照射時間を変えることで同様の効果を得ることもできる。

また、本実施形態では、撮影される被写体の画像をCRTやLCD等のモニタで見せるのではなく、光束の走査によって被写体を網膜上に再現するようにしている。このため、撮影される被写体の遠近を画像処理により検知し、撮影される個々の被写体の遠近に対して照射するパルス光の点灯条件を種々変化させることで、被写体の遠近を強調させることが可能である。

図6は被写体の遠近を検知するための構成を備えた視覚再生補助装置を示したものである。ここで図4に示した符号と同符号のものは同じ機能を有している。

40はカメラ13の撮影軸上に置かれるハーフミラーである。41は規則的な模様（ここでは格子模様）の開口部が設けられたアーチャである。42は光源である。光源42から発せられた照明光束は、アーチャ41、ハーフミラー40を経て格子模様の光束を眼前にある被写体に投影するようになっており、被写体表面に格子模様を形成させる。

画像処理部21にはあらかじめ所定距離（例えば1m）離れたところに形成される格子模様の大きさが記憶されており、カメラ13にて撮影される被写体に投影された格子模様の形状（大きさ、歪み）から立体情報、距離情報を得ることが

できる。

画像処理部21は、被写体表面に形成された格子模様の状態により立体情報、距離情報を得て、前述した画像処理（輪郭抽出等）で得た画像情報とともに制御部22へ送る。制御部22は、得られた画像情報より被写体の遠近を検知し、各被写体の遠近に応じてLED14から発するパルス光の点灯条件を変化させて被写体の輪郭をマイクロフォトダイオード100上に再現する。

例えば、近くにある被写体部分はLED14の点灯間隔を細かく（周期を短く）してその輪郭を再現することにより、より多くの刺激を与え、遠くにある被写体部分はLED14の点等間隔を長く（周期を長く）してその輪郭を再現することにより、刺激を弱める。このように、テクスチャ（模様）投影法によって遠近の情報を被写体毎に与えることが可能となる。

このように、撮影される被写体の遠近によってLED14から発せられるパルス光の点灯条件を変化させるものとしたが、これに限るものではなく、例えば被写体が持つ色や材質等の種々の情報を、点灯条件の変化によって患者に認識させる手段として使用することもできる。

以上の実施形態では、駆動ミラーを使用して光束を走査させるものとしているが、これに限るものではなく、画像処理手段によって処理された画像を形成する光束をマイクロフォトセンサに向けて照射させるものであればよい。

図7はデジタルマイクロミラーデバイス（DMDTM テキサス インスツルメンツ社製）を用いて本発明を適用した場合の実施形態を示す図である。ここで図4に示した符号と同符号を有するものは同機能を有するものであり、説明は省略する。

図7（a）において、50はデジタルマイクロミラーデバイス、51はレンズ、52は光吸收板、60はデジタルマイクロミラーデバイス全体に照明光を照射させる光源である。デジタルマイクロミラーデバイス50は、撮影ユニット10内部において、レンズ51を介してマイクロフォトダイオード100の受光面と共に

役となる位置に設置されている。

図7 (b) はデジタルマイクロミラーデバイス50の一部分を拡大した図である。53は16 μm 四方程度の大きさからなるマイクロミラーである。54はマイクロミラー53を所定角度に傾斜可能に固定保持している基台である。基台54上にはマイクロミラー53が50万個以上固定保持されており、各マイクロミラー53同士の間隔は1 μm 未満となっている。また、マイクロミラー53は、静電荷を加える（オンする）ことにより+10°傾斜し、電荷を除く（オフする）ことによって-10°傾斜するようになっている。電荷のオン／オフは毎秒5000回以上行うことができ、これによってマイクロミラー53は高速に所定角度の切換えを行うことができる。

デジタルマイクロミラーデバイス50を使用して画像を形成させる方法を図7(c)を用いて説明する。この図では2枚のマイクロミラー53a, 53bを用いたデジタルマイクロミラーデバイス50を用いている。

光源60からの照明光束は、デジタルマイクロミラーデバイス50全体を照明する。静電荷が与えられたマイクロミラー53aは+10°傾斜し、その反射面にて反射した光束はレンズ51を通過するようになっている。一方、電荷が与えられていないマイクロミラー53bは-10°傾斜しており、その反射面にて反射した光束はレンズ51を通過せず光吸收板52に向かうこととなる。このように、画像の形成に必要となる（対応する）マイクロミラー53にだけ電荷を与えることによって、レンズ51を通して患者眼に画像情報を送ることが可能である。

以上のようなデジタルマイクロミラーデバイス50を使用した構成において、その動作を図7(a)を用いて説明する。

カメラ13にて撮影された外界の画像は、ケーブル2を経て画像処理部21に送られる。画像処理部21は、送られてきた画像情報（光量の大小、色の濃淡、色相等）に対して、ノイズの除去、スムージング等の処理を行う。また、画像のエッジ検出を行い、撮影された外界の画像を輪郭のみの画像に変換し制御部22

に送る。制御部 22 は、処理後の画像情報を基に、その画像情報がマイクロフォトダイオード 100 に受光されるように、デジタルマイクロミラーデバイス 50 のマイクロミラー 53 に電荷を与え駆動させる。

光源 60 はデジタルマイクロミラーデバイス 50 全体を照明しており、画像の形成はマイクロミラー 53 の傾斜角度の違いのみによって行われる。また、制御部 22 は、電荷を与えているマイクロミラー 53 に対して、さらに電荷のオン／オフを行い画像情報をパルス信号化させる。このような手法によって神経節細胞を刺激するのに好ましい波形のパルス信号となる周波数、点灯の時間幅等を制御することができる。また、振幅（光量の強さ）は光源 60 によって変化させることができる。

また、画像情報を患者眼へ照射する手段としては、デジタルマイクロミラーデバイスの代わりに多数の LED が配列されたものを使用することもできる。

図 8 は照射手段として多数の LED を用いた構成を示す図である。

ここで 70 は 2 次元的に LED 71 が多数配列された表示手段である。カメラ 13 にて撮影された画像情報は画像処理部 21 にて所定の処理を行った後、制御部 22 に送る。制御部 22 は処理後の画像情報を基に、各 LED 71 を点灯制御し、表示手段 70 に画像を表示させるようとする。また、制御部 22 によって LED 71 を点滅させたり光量を調整することにより、神経節細胞を刺激するのに好ましい波形のパルス信号を発生させることができる。

本発明を詳細にまた特定の実施態様を参照して説明したが、本発明の精神と範囲を逸脱することなく様々な変更や修正を加えることができることは当業者にとって明らかである。

本出願は、2001 年 02 月 15 日出願の日本特許出願（特願 2001-039031）、2001 年 09 月 04 日出願の日本特許出願（特願 2001-267743）、に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

<産業上の利用可能性>

以上のように、本発明では、従来眼の中で行われていた作業を外部にて行なうようにし、網膜に埋植するフォトセンサは単純に光信号を電気信号に変える機能のみを有したものを使用することができるため、複雑なシステムを用いることなく視覚の再生補助を行うことができる。

請求の範囲

1. 網膜の疾患によって失明した患者の視覚を再生するための視覚再生装置において、

患者眼の網膜に埋植され、光信号を電気信号に変換するフォトセンサと、

患者に認知させる被写体を撮影する撮影手段と、

撮影された被写体の像に対して特徴抽出のための画像処理を行う画像処理手段と、

患者眼の眼前に配置され、パルス状の光をフォトセンサに向けて照射する照射手段と、

画像処理された画像情報に基づいて照射手段を制御する制御手段と、
を有することを特徴とする視覚再生補助装置。

2. 請求の範囲第1項の視覚再生補助装置において、

照射手段は、光をフォトセンサ上で二次元的に走査する走査手段を含み、

制御手段は、画像情報に基づいて走査手段を駆動制御する、

ことを特徴とする視覚再生補助装置。

3. 請求の範囲第2項の視覚再生補助装置において、

制御手段は、走査の繰返し周波数を制御する、

ことを特徴とする視覚再生補助装置。

4. 請求の範囲第1項の視覚再生補助装置において、

照射手段はデジタルマイクロミラーデバイスを含み、

制御手段は、画像情報に基づいてデジタルマイクロミラーデバイスを駆動制御する、

ことを特徴とする視覚再生補助装置。

5. 請求の範囲第1項の視覚再生補助装置において、
照射手段は、LEDが多数配列された表示手段を含み、
制御手段は、画像情報に基づいて表示手段を駆動制御する、
ことを特徴とする視覚再生補助装置。

6. 請求の範囲第1項の視覚再生補助装置において、
画像処理手段は、画像処理により、撮影された被写体の像の輪郭のみを画像情報として抽出し、
制御手段は、抽出された画像情報に基づいて照射手段を制御する、
ことを特徴とする視覚再生補助装置。

7. 請求の範囲第1項の視覚再生補助装置において、
フォトセンサは、患者眼の網膜に複数個埋植されており、各フォトセンサ同士の埋植間隔はフォトセンサ上の光のスポット径に比べて小さな間隔となっている、
ことを特徴とする視覚再生補助装置。

8. 請求の範囲第1項の視覚再生補助装置は、さらに、照射手段による光の照射条件を変更する変更手段を有し、
制御手段は、変更された照射条件に基づいて照射手段を制御する、
ことを特徴とする視覚再生補助装置。

9. 請求の範囲第1項の視覚再生補助装置は、さらに、被写体に所定の模様を投影する投影手段を有する、
ことを特徴とする視覚再生補助装置。

10. 請求の範囲第1項の視覚再生補助装置において、

照射手段は、パルス光を照射し、
制御手段は、画像情報に基づき、パルスの周波数及び振幅の少なくとも一方を
制御する、
ことを特徴とする視覚再生補助装置。

図 1

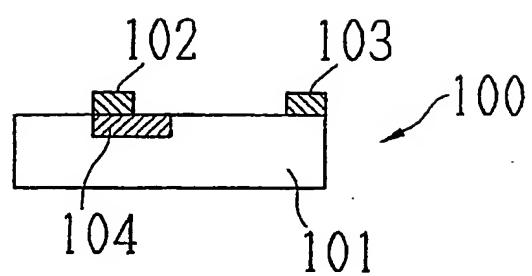


図 2

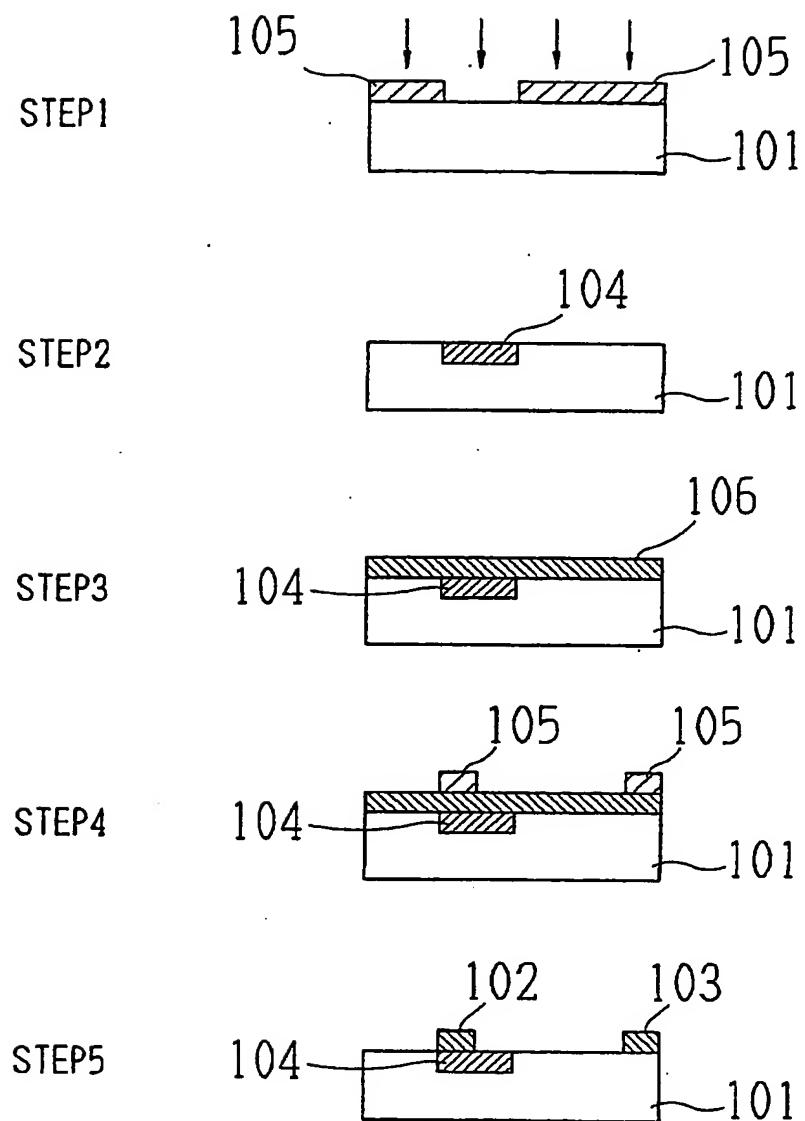


図 3

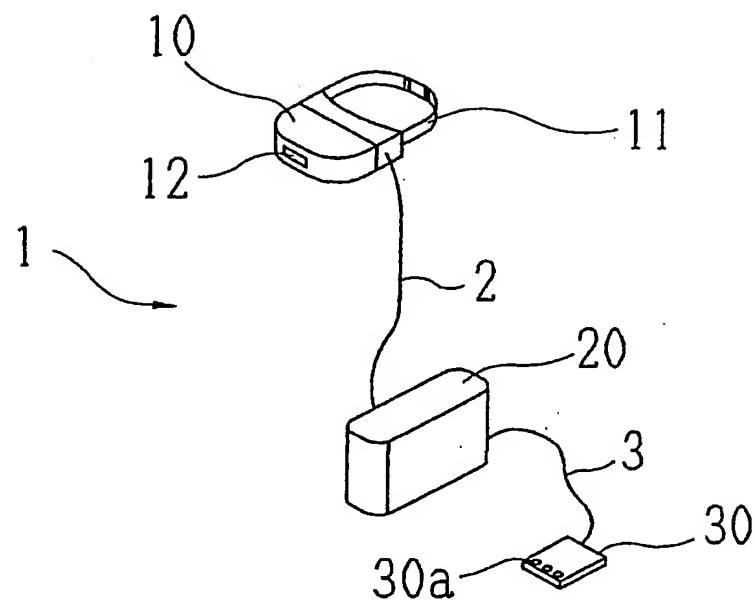


図 4

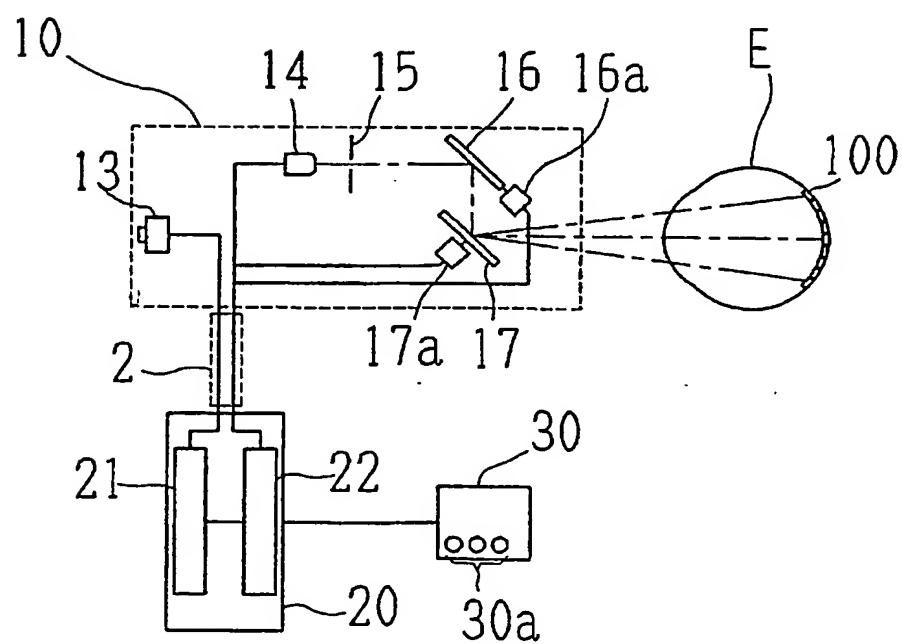
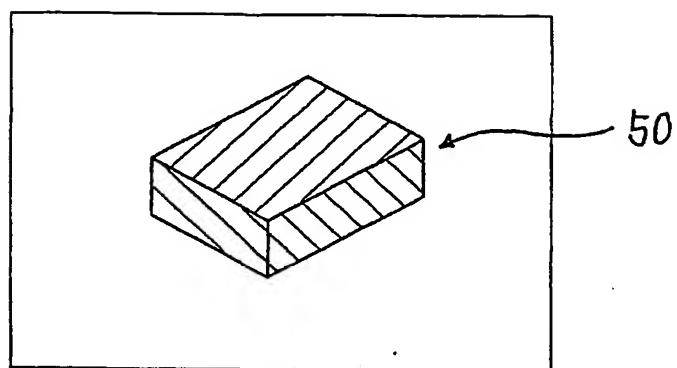


図 5

(a)



(b)

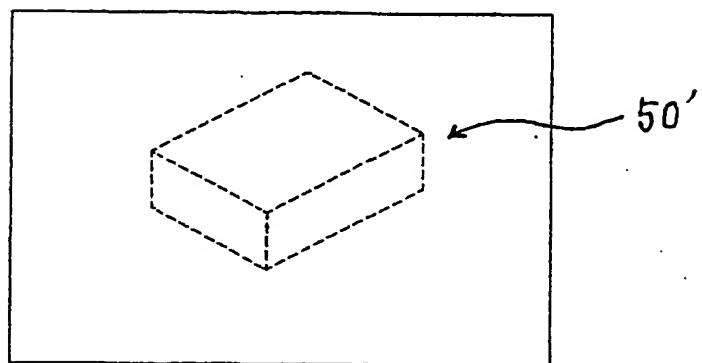


図 6

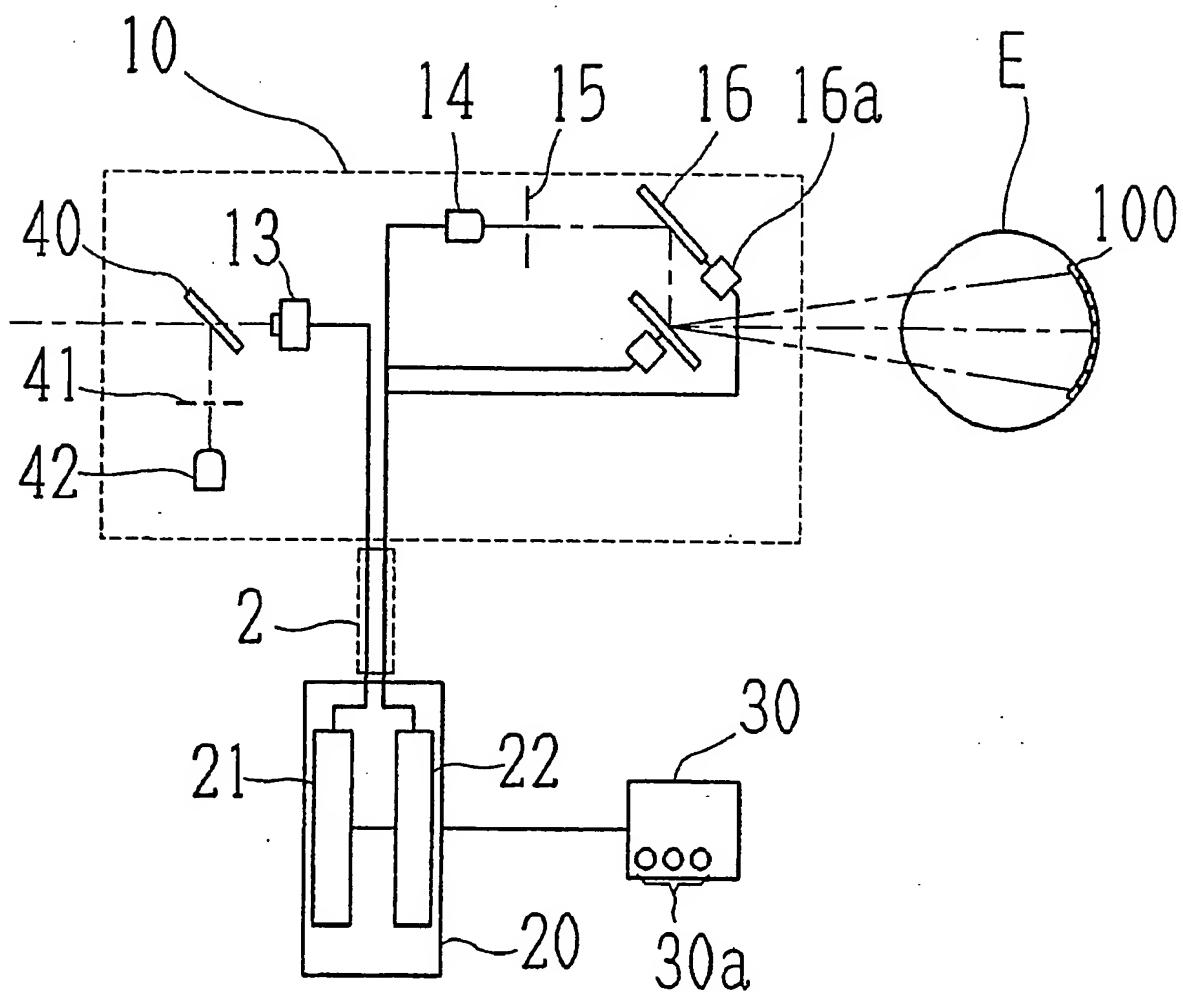
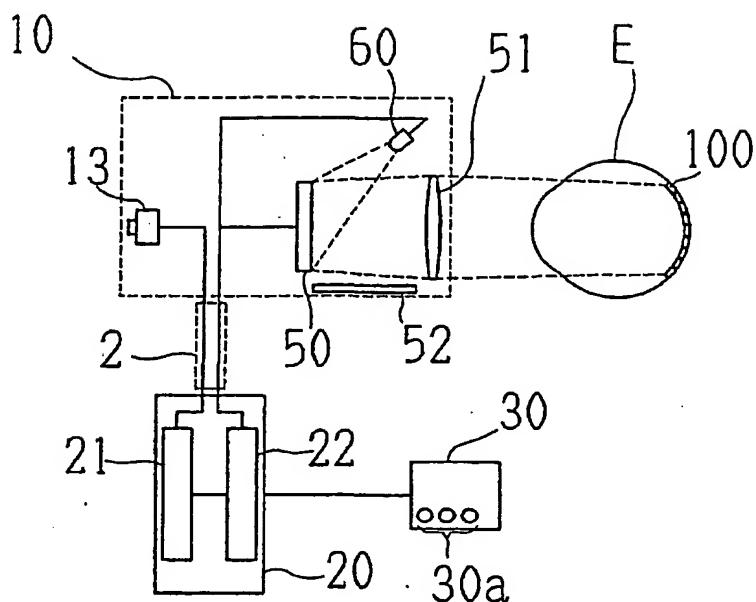
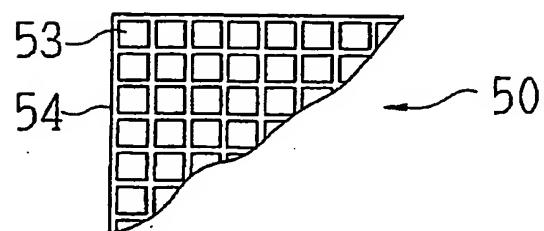


図 7

(a)



(b)



(c)

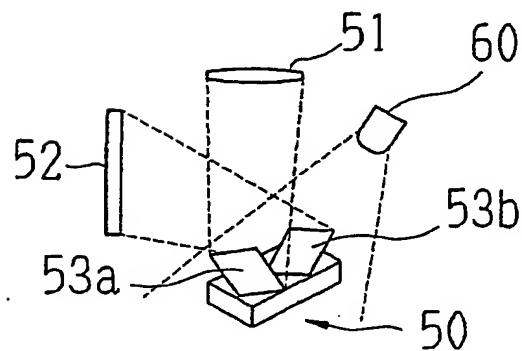
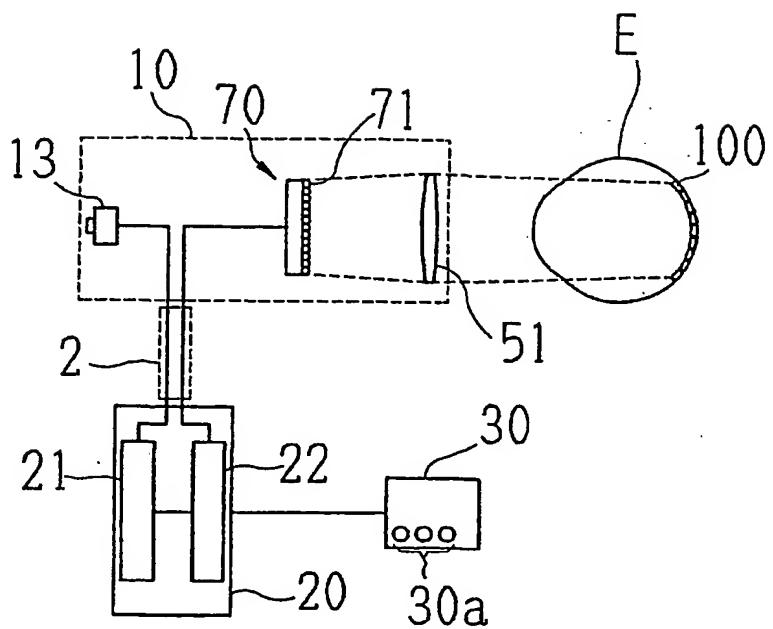


図 8



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/01255

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61F9/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61F2/00, A61F9/00, A61N1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2002
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2002	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2002

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 96/39221 A1 (CHOW, Vincent), 12 December, 1996 (12.12.96), Full text; Figs. 1 to 28	1, 8, 10
Y	Full text; Figs. 1 to 28	5-6
A	Full text; Figs. 1 to 28 & EP 957975 A1 & US 5895415 A & JP 11-506662 A	2-4, 7, 9
Y	WO 97/05922 A2 (Nmi Naturwissen Schriftliches und Medizinisches), 20 February, 1997 (20.02.97), Full text; Figs. 1 to 4 & EP 844896 A1 & US 6032062 A & DE 19529371 C2 & JP 11-511248 A	5

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex:

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"B" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
14 May, 2002 (14.05.02)Date of mailing of the international search report
28 May, 2002 (28.05.02)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/01255

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, Y	JP 2001-204757 A (Kabushiki Kaisha Ecchandesu), 31 July, 2001 (31.07.01), Full text; Figs. 1 to 30 (Family: none)	6
A	US 5106179 A (Sony Corp.), 21 April, 1992 (21.04.92), Full text; Figs. 1 to 5 & JP 4-22358 A	1-10
A	WO 99/45870 A1 (Johns Hopkins University), 16 September, 1999 (16.09.99), Full text; Figs. 1 to 10 & EP 1061874 A1 & US 5935155 A & JP 2002-505910 A	1-10
A	WO 90/00912 A1 (The United States of America), 08 February, 1990 (08.02.90), Full text; Figs. 1 to 13 & EP 425575 A & US 5037376 A & JP 4-501517 A	1-10
A	WO 94/26209 A1 (CHOW, Alan, Y.), 24 November, 1994 (24.11.94), Full text; Figs. 1 to 11 & EP 696907 A1 & US 5397350 A & JP 8-511697 A	1-10

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. C17 A61F9/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. C17 A61F2/00, A61F9/00, A61N1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2002年
日本国登録実用新案公報	1994-2002年
日本国実用新案登録公報	1996-2002年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	WO 96/39221 A1 (CHOW, Vincent) 1996. 12. 12 全文, 第1-28図	1, 8, 10
Y	全文, 第1-28図	5-6
A	全文, 第1-28図 & EP 957975 A1 & US 5895415 A & JP 11-506662 A	2-4, 7, 9

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

14. 05. 02

国際調査報告の発送日

28.05.02

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

中田 誠二郎

3E 3112

(印)

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

C (続き)	関連すると認められる文献	関連する 請求の範囲の番号
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	
Y	WO 97/05922 A2 (NMI NATURWISSEN SCHAFTLICHES UND MEDIZINISCHE S) 1997. 02. 20 全文, 第1-4図 & EP 844896 A1 & US 6032062 A & DE 19529371 C2 & JP 11-511248 A	5
P, Y	JP 2001-204757 A (株式会社エッチャンデス) 2001. 07. 31 全文, 第1-30図 (ファミリーなし)	6
A	US 5106179 A (SONY CORPORATION) 1992. 04. 21 全文, 第1-5図 & JP 4-22358 A	1-10
A	WO 99/45870 A1 (JOHNS HOPKINS U NIVERSITY) 1999. 09. 16 全文, 第1-10図 & EP 1061874 A1 & US 5935155 A & JP 2002-505910 A	1-10
A	WO 90/00912 A1 (THE UNITED STAT ES OF AMERICA) 1990. 02. 08 全文, 第1-13図 & EP 425575 A & US 5037376 A & JP 4-501517 A	1-10
A	WO 94/26209 A1 (CHOW, Alan, Y.) 1994. 11. 24 全文, 第1-11図 & EP 696907 A1 & US 5397350 A & JP 8-511697 A	1-10